

Silizium Nanoribbon Feld-Effekt Transistoren zur Kopplung an elektroaktive Zellen

Michael Jansen

Forschungszentrum Jülich GmbH
Peter Grünberg Institute Institute of Complex Systems (PGI/ICS)
Bioelectronics (PGI-8/ICS-8)

Silizium Nanoribbon Feld-Effekt Transistoren zur Kopplung an elektroaktive Zellen

Michael Jansen

Schriften des Forschungszentrums Jülich
Reihe Schlüsseltechnologien / Key Technologies

Band / Volume 82

ISSN 1866-1807

ISBN 978-3-89336-944-7

Bibliografische Information der Deutschen Nationalbibliothek.
Die Deutsche Nationalbibliothek verzeichnet diese Publikation in der
Deutschen Nationalbibliografie; detaillierte Bibliografische Daten
sind im Internet über <http://dnb.d-nb.de> abrufbar.

Herausgeber
und Vertrieb: Forschungszentrum Jülich GmbH
Zentralbibliothek, Verlag
52425 Jülich
Tel.: +49 2461 61-5368
Fax: +49 2461 61-6103
E-Mail: zb-publikation@fz-juelich.de
www.fz-juelich.de/zb

Umschlaggestaltung: Grafische Medien, Forschungszentrum Jülich GmbH

Druck: Grafische Medien, Forschungszentrum Jülich GmbH

Copyright: Forschungszentrum Jülich 2014

Schriften des Forschungszentrums Jülich
Reihe Schlüsseltechnologien / Key Technologies, Band / Volume 82

D 82 (Diss., RWTH Aachen University, 2013)

ISSN 1866-1807

ISBN 978-3-89336-944-7

Vollständig frei verfügbar im Internet auf dem Jülicher Open Access Server (JUWEL)
unter www.fz-juelich.de/zb/juwel

Alle Rechte vorbehalten. Kein Teil des Werkes darf in irgendeiner Form (Druck, Fotokopie oder
in einem anderen Verfahren) ohne schriftliche Genehmigung des Verlages reproduziert oder
unter Verwendung elektronischer Systeme verarbeitet, vervielfältigt oder verbreitet werden.

Kurzfassung

In den letzten Jahrzehnten wurden mikro- und nanostrukturierte elektrische Bauelemente zur Kopplung an elektrisch aktive Zellnetzwerke entwickelt. Gelingt diese Kopplung, ergeben sich daraus weitreichende Möglichkeiten für die zukünftige Grundlagenforschung zur Signalausbreitung in den Zellnetzwerken als auch für zahlreiche medizintechnische Anwendungen, z.B. in der Neuroprothetik.

Im Rahmen dieser Arbeit wurde ein Biosensorchip entwickelt, dessen Sensoren aus 30 in einem Array angeordneten Silizium Nanoribbon Feldeffekt Transistoren (NRFETs) bestehen. Die Chips konnten erfolgreich hergestellt und als Biosensoren verwendet werden.

Der Herstellungsprozess wurde im Reinraum durchgeführt und in Bezug auf den Einsatz der NRFETs als Biosensoren optimiert. Die anschließende elektrische Charakterisierung der NRFETs zeigte, bei Steuerung über das Frontgate, präzise steuerbare Transistorkennlinien mit sehr geringen Hystereseeffekten, was ihre Eignung als Biosensoren ermöglicht. Weiterhin wurde das Rauschen der NRFETs und des zugehörigen Verstärkersystems untersucht.

Die Biosensorchips wurden zur Messung von pH-Werten verwendet und zeigten eine Empfindlichkeit von $42 \frac{\text{mV}}{\text{dec}}$. Somit können die NRFETs für Messungen von pH-Wert Änderungen an Zellen verwendet werden. Weiterhin wurden die NRFETs zur Ableitung von Aktionspotentialen (APs) elektrisch aktiver Zellen eingesetzt. Die Ableitung der APs von Herzmuskelzellen (HL-1 Zellen) konnte mit einem Signal-zu-Rausch Verhältnis bis zu 23 erfolgreich demonstriert werden. Für die Ableitung von APs von Neuronen, konnten Fehlerquellen lokalisiert werden, auf deren Grundlage weitere Verbesserungen der Neuron-Chip Kopplung für zukünftige Experimente abgeleitet werden konnten.

Inhaltsverzeichnis

Kurzfassung	i
Inhaltsverzeichnis	v
Abbildungsverzeichnis	ix
Tabellenverzeichnis	xi
Abkürzungsverzeichnis	xii
1 Einleitung	1
1.1 Entwicklung der Halbleitertechnik	2
1.2 Entwicklung der Methoden in der Elektrophysiologie	3
1.3 Entwicklung mikro- und nanostrukturierter Biosensoren	4
1.4 Einordnung des Themas dieser Doktorarbeit	5
2 Theoretische Grundlagen	7
2.1 Der Metall Oxid Feld-Effekt Transistor (MOSFET)	7
2.2 Wechselwirkungen eines Festkörpers mit einer Elektrolytlösung	16
2.2.1 Die Gouy-Chapman-Stern-Graham Doppelschicht	16
2.2.2 Das side-binding Modell	21
2.3 Der ionensensitive Feld-Effekt Transistor (ISFET) als Biosensor	25
2.4 Elektrophysiologie elektrisch aktiver Zellen	29
2.4.1 Die Zellmembran	29
2.4.2 Ionentransport durch die Zellmembran	31
2.4.3 Die elektro-chemische Signalausbreitung	34
2.4.4 Die Signalausbreitung in Zellnetzwerken	35
2.4.5 Das elektrische Ersatzschaltbild der Zellmembran	39
3 Material und Methoden	41
3.1 Der Herstellungsprozess der NRFETs	41
3.1.1 Thermische Oxidation	42
3.1.2 Ellipsometrie	44
3.1.3 Optische Lithographie (Photolithographie)	45
3.1.4 Ätztechniken	48
3.1.5 Verkapseln der Chips	50

3.2	Elektrische Messungen	52
3.2.1	Das Verstärkersystem BioMAS	52
3.2.2	Elektrische Charakterisierung der SiNRFETs	53
3.2.3	Charakterisierung des Rauschens	54
3.3	NRFETs als Biosensoren	55
3.3.1	Detektion von pH-Werten	55
3.3.2	Elektrophysiologische Messungen	56
3.4	Software zur Datenauswertung	58
4	Ergebnisse	59
4.1	Design und Fabrikation der SiNRFETs	59
4.1.1	Der Prozessablauf	59
4.1.2	Chipdesign	63
4.1.3	Chipfabrikation	66
4.2	Elektrische Charakterisierung der NRFETs	82
4.2.1	Die NRFETs des ersten Durchlaufs	82
4.2.2	Die Charakterisierung der Al/Si Kontakte	83
4.2.3	Die NRFETs der Prozessdurchläufe D2-D4 - Steuerung über das Frontgate	88
4.2.4	Die NRFETs der Prozessdurchläufe D2-D4 - Steuerung über das Backgate	106
4.3	Charakterisierung des Rauschens	110
4.4	Softwarefilter zur Unterdrückung des Rauschens	115
4.4.1	Tiefpassfilter	116
4.4.2	Hochpassfilter	118
4.4.3	Bandpassfilter	120
4.4.4	Minimal detektierbare Signale	121
4.5	NRFETs als Biosensoren	123
4.5.1	Detektion von pH-Werten	123
4.5.2	Aktionspotentiale von Herzmuskelzellen	124
4.5.3	Dopaminausschüttung von PC-12 Zellen	130
4.5.4	Aktionspotentiale von Rattenneuronen	132
5	Diskussion	135
5.1	Diskussion des Herstellungsprozesses der NRFETs	135
5.2	Diskussion der elektrischen Charakterisierung der NRFETs	138
5.3	Diskussion der Charakterisierung des Rauschens der NRFETs	141
5.4	Diskussion der NRFETs als Biosensoren	141
6	Schlussfolgerungen und Ausblick	145
Anhang		149
1	Verwendete Geräte und Materialien	150
2	Zellkultur der HL-1 Zellen	152

3	Zellkultur von Neuronen	153
4	Rezepte der pH Lösungen	154
	Literaturverzeichnis	157
	Danksagung	177
	Lebenslauf	179
	Eigenständigkeitserklärung	181

Abbildungsverzeichnis

2.1	Aufbau des MOSFETs	8
2.2	Bänderdiagramm des MOSFETs	10
2.3	Banddiagramm und Ladungsverteilung im Fall der Inversion	11
2.4	Ausgangskennlinien des MOSFETs	14
2.5	Verschiedene Zustände des Kanals des MOSFETs	15
2.6	Potentialverlauf der Gouy-Chapman Doppelschicht	18
2.7	Potentialverlauf der Gouy-Chapman-Stern Doppelschicht	20
2.8	Potentialverlauf der Gouy-Chapman-Stern-Graham Doppelschicht	21
2.9	Das Elektrolyt-Festkörper Interface	22
2.10	Aufbau des ISFETs	26
2.11	Energiebanddiagramm des ISFETs	27
2.12	Transferkennlinien des ISFETs	28
2.13	Die Lipiddoppelschicht	30
2.14	Ionenkanäle	33
2.15	Das Aktionspotential	35
2.16	Neuronennetzwerk	36
2.17	Signalübertragung in der synaptischen Spalte	38
2.18	Das Ersatzschaltbild der Zellmembran	39
3.1	Skizze eines Oxidationsofens	43
3.2	Skizze einer Ellipsometermessung	45
3.3	Prozessschritte der Photolithographie	46
3.4	Schematische Darstellung zum RIE	50
3.5	Schematische Darstellung der Chipverkapselung	51
3.6	Elektrisches Ersatzschaltbild der ersten Verstärkerstufe des BioMAS Verstärkersystems	53
3.7	Schematischer Aufbau des low-noise Verstärkersystems	55
3.8	Das Hauptfenster der Analysesoftware BioMAS Analyzer	58
4.1	Prozessablauf	62
4.2	Das Design der NRFETs	65
4.3	Ellipsometermessung des ausgedünnten Device Layers (Prozessdurchlauf 1)	67

4.4	Ergebnisse der Lithographie und RIE Ätzung zur Definition der NRFETs	68
4.5	Dektak Messung der Siliziumstrukturen aus dem ersten Prozessdurchlauf	69
4.6	Dektak Messung des Backgatekontakts im ersten Prozessdurchlauf	70
4.7	Ergebnisse der Metallisierung	71
4.8	Ergebnisse der SU-8 Passivierung	72
4.9	Teststrukturen zur Kontaktcharakterisierung	73
4.10	Ellipsometermapping des zweiten Prozessdurchlaufs	75
4.11	Ergebnisse der Strukturierung des Siliziums des zweiten Prozessdurchlaufs	76
4.12	Dektak Messung der Stufenhöhe der Nanoribbon Feld-Effekt Transistoren (NR-FETs)	77
4.13	Das Aluminium vor und nach dem Tempern	77
4.14	Ellipsometermapping des dritten Prozessdurchlaufs	79
4.15	Dektak Messung der Backgateätzung im dritten Prozessdurchlauf	80
4.16	Ellipsometermapping des vierten Prozessdurchlaufs	81
4.17	OISF Defekte	82
4.18	Ausgangskennlinien eines NRFETs aus dem ersten Prozessdurchlauf	83
4.19	Elektrische Charakterisierung der TS1 auf einem SOI Wafer	84
4.20	Elektrische Charakterisierung der TS2 auf einem SOI Wafer	85
4.21	Elektrische Charakterisierung der TS2 auf einem Bulk Silizium Wafer I	86
4.22	Elektrische Charakterisierung der TS2 auf einem Bulk Silizium Wafer II	87
4.23	Ausgangskennlinien aller NRFET Typen aus dem zweiten Prozessdurchlauf	89
4.24	Ausgangskennlinien aller NRFET Typen aus dem vierten Prozessdurchlauf	90
4.25	Transferkennlinien aller NRFET Typen aus dem zweiten Prozessdurchlauf	91
4.26	Transferkennlinien aller NRFET Typen aus dem vierten Prozessdurchlauf	92
4.27	Transkonduktanz aller NRFET Typen aus dem zweiten Prozessdurchlauf	93
4.28	Transkonduktanz aller NRFET Typen aus dem vierten Prozessdurchlauf	94
4.29	Subthreshold Swing aller NRFET Typen aus dem zweiten Prozessdurchlauf I	97
4.30	Subthreshold Swing aller NRFET Typen aus dem vierten Prozessdurchlauf I	98
4.31	Subthreshold Swing aller NRFET Typen aus dem zweiten Prozessdurchlauf II	99
4.32	Subthreshold Swing aller NRFET Typen aus dem vierten Prozessdurchlauf II	100
4.33	Transferkennlinien aller NRFET Typen aus dem zweiten Prozessdurchlauf zur Darstellung von Hystereseeffekten	101
4.34	Transferkennlinien aller NRFET Typen aus dem vierten Prozessdurchlauf zur Darstellung von Hystereseeffekten	102
4.35	Transferkennlinien aller NRFET Typen aus dem zweiten Prozessdurchlauf nach wiederholten Messungen	103
4.36	Transferkennlinien aller NRFET Typen aus dem vierten Prozessdurchlauf nach wiederholten Messungen	104
4.37	Transferkennlinien aller NRFET Typen aus dem zweiten Prozessdurchlauf mit unterschiedlichen Zeiteinstellungen	105

4.38	Transferkennlinien aller NRFET Typen aus dem vierten Prozessdurchlauf mit unterschiedlichen Zeiteinstellungen	106
4.39	Ausgangskennlinien aller NRFET Typen aus dem zweiten Prozessdurchlauf gesteuert über das Backgate	107
4.40	Transferkennlinien aller NRFET Typen aus dem zweiten Prozessdurchlauf gesteuert über das Backgate	108
4.41	Ausgangskennlinien eines Typ NR4x2 NRFETs aus dem zweiten Prozessdurchlauf	109
4.42	Leckströme über das BOX	109
4.43	Spektrale Strom-Leistungsdichte bei konstanter Gate-Spannung	111
4.44	Spektrale Strom-Leistungsdichte bei konstanter Source-Drain-Spannung . . .	112
4.45	Äquivalente spektrale Leistungsdichte bei konstanter Source-Drain-Spannung	113
4.46	Äquivalente spektrale Leistungsdichte bei konstanter Source-Drain-Spannung II	114
4.47	Vergleich des Rauschen für verschiedene pH Werte	114
4.48	Spektrale Stromleistungsdichte des BioMAS Verstärkersystems	115
4.49	Zeitspur nach verschiedenen Tiefpassfiltern	117
4.50	Ergebnisse des Hochpassfilters	119
4.51	Ergebnisse der Bandpassfilterung	120
4.52	Ergebnisse minimal detektierbarer APs	122
4.53	Detektion verschiedener pH-Werte	123
4.54	HL-1 Zellen auf einem Chip	124
4.55	Messung von Aktionspotentialen mit NRFETs aus dem zweiten Prozessdurchlauf (D2)	125
4.56	Messung von Aktionspotentialen mit NRFETs aus dem vierten Prozessdurchlauf (D4)	126
4.57	Ausbreitung der Aktionspotentiale auf einem Chip mit NRFETs aus dem zweiten Prozessdurchlauf (D2)	127
4.58	Ausbreitung der Aktionspotentiale auf einem Chip mit NRFETs aus dem vierten Prozessdurchlauf (D4)	128
4.59	Signal-zu-Rausch Verhältnis der Messung von APs von HL-1 Zellen NRFETs . .	129
4.60	Änderung der Schlagfrequenz nach Zugabe von Norepinephrin	130
4.61	PC-12 Zellen auf den NRFETs	131
4.62	Messung der Neurotransmittervesikel von PC-12 Zellen	132
4.63	Neuronen auf den NRFETs	133
4.64	Ergebnis der Messung von APs von Neuronen	134

Tabellenverzeichnis

2.1	Reaktionskonstanten einiger Materialien	24
2.2	Ionenkonzentrationen in Neuronen	31
3.1	Eigenschaften der verwendeten SOI Wafer	42
3.2	Verwendete Prozessparameter für die Oxidationen	44
3.3	Verwendete Prozessparameter der Photolacke	47
3.4	Verwendete Prozessparameter für die RIE Ätzungen	50
4.1	Übersicht über den Prozessablauf	61
4.2	Die verschiedenen Typen von NRFETs	64
4.3	Zusammenfassung der elektrischen Charakterisierung der NRFETs aus D2 . . .	95
4.4	Zusammenfassung der elektrischen Charakterisierung der NRFETs aus D4 . . .	96
4.5	Ergebnisse der Analyse zur Anwendung eines Tiefpassfilters auf eine Zeitspur .	116
4.6	Ergebnisse der Analyse zur Anwendung eines Hochpassfilters auf eine Zeitspur	118
4.7	Ergebnisse der Analyse zur Anwendung eines Bandpassfilters auf eine Zeitspur	121
4.8	Ergebnisse der Detektion von Aktionspotentialen von HL-1 Zellen	129
6.1	Zusammenfassung der Ergebnisse	146
2	Verwendete Geräte und Materialien	150
3	Verwendete Geräte und Materialien II	151
4	Rezepte für die pH-Lösungen	154
5	Rezepte für die pH-Lösungen II	155

Abkürzungsverzeichnis

Al Aluminium

ALD atomic layer deposition

AP Aktionspotential

Ar Argon

ATP Adenosintriphosphat

B Bor

BioMAS Bioelectronical Multi Amplification System

BOX burried oxide

CHF3 Trifluormethan

CPU central processing unit

D1 Durchlauf 1

D2 Durchlauf 2

D3 Durchlauf 3

D4 Durchlauf 4

DIBL drain induced barrier lowering

DIV days in vitro

DNS Desoxyribonukleinsäure

ECM extrazelluläre Matrix

EPSP exzitatorisches postsynaptisches Potential

FBS fetal bovine serum

FET field-effect transistor

FFT fast fourier transformation

FIB focused ion beam

GBSS Gey's balanced salt solution

GrFET graphene field-effect transistor

HBSS Hank's balanced salt solution

HF Flusssäure

HMDS Hexamethyldisilazan

IGFET insulated gate field-effect transistor

IHP innere Helmholtz Ebene (engl. inner Helmholtz plane)

IPSP inhibitorisches postsynaptisches Potential

ISFET ion-sensitive field-effect transistor

KCl Kaliumchlorid

MEA metal electrode array

MIF metallionenfrei

MOS metal-oxide-semiconductor

MOSFET metal-oxide-semiconductor field-effect transistor

NMP N-methyl-2-pyrrolidon

NON Siliziumnitrid-Siliziumdioxid-Siliziumnitrid

NorA Norepinephrin

NRFET Nanoribbon Feld-Effekt Transistor

OHP äußere Helmholtz Ebene (engl. outer Helmholtz plane)

OISF oxide induced stacking faults

PBS phosphate buffered solution

PDL poly-d-lysin

PDMS Polydimethylsiloxan

PEB post exposure bake

PECVD physical vapor deposition

PET potential-effect transistor

pFET p-channel field-effect transistor

Pt Platin

REM Rasterelektronenmikroskop

RIE reactive ion etching

RMS root mean square

RTP rapid thermal processing

SF6 Schwefelhexafluorid

Si Silizium

SNR signal-to-noise ratio

SOI silicon-on-insulator

UV ultra violet

VLS vapor-liquid-solid

1 Einleitung

Auf den ersten Blick behandelt jede der verschiedenen Naturwissenschaften, wie z.B. Physik, Mathematik, Biologie, Chemie oder Medizin, ein völlig eigenes Themenfeld. Die Physik befasst sich mit der unbelebten Materie, die Biologie befasst sich mit Lebendem, die Humanmedizin mit dem menschlichen Körper usw. Doch mit fortschreitender Erkenntnis über die einzelnen Felder und immer tieferem Verständnis der Zusammenhänge wurden Erkenntnisse oder Konzepte aus der einen Disziplin in die Andere übertragen, so dass sich immer weitere, nicht mehr voneinander unabhängige Forschungsfelder ergaben. Eines der frühesten Beispiele in dieser Hinsicht ist die Mathematik, die in allen anderen Naturwissenschaften zur Beschreibung verwendet wird. Besonders bei der Weiterentwicklung der Mathematik und der Physik zeigt sich deren Einfluss aufeinander. Physikalische Theorien konnten mathematisch weiterentwickelt und vorhergesagt werden, wie z.B. das aktuelle Standardmodell der Physik^[1], das theoretisch aufgestellt, aber experimentell noch nicht in allen Details verifiziert ist. Die Physik und die Chemie überlappen sich z.B. durch die Entdeckung der Orbitale zur Beschreibung von Atomen^{[2],[3],[4],[5]} oder durch thermodynamische Konzepte zur Beschreibung von Bindungsenergien^[5]. Ebenso greifen die Biologie und die Chemie aufeinander zurück, wenn z.B. Prozesse in einer Zelle an Hand der einzelnen chemischen Reaktionen beschrieben werden, z.B. bei der Erzeugung von Energie durch Adenosintriphosphat (ATP) oder dem Aufbau einer Zellmembran^[6]. Physikalische Konzepte zur Beschreibung der Diffusion werden benötigt, um z.B. den Stoffwechsel einer Zelle vollständig zu beschreiben. Biologische Kenntnisse über die einzelnen Bestandteile und Funktionen der Bausteine für Lebewesen wiederum können für den Fortschritt der Medizin verwendet werden, z.B. zum Verständnis von Krankheiten wie Alzheimer oder Kreuzfeld-Jakob^{[7],[8],[9]}. Diese Beispiele zeigen, dass die einzelnen Disziplinen der Naturwissenschaften auch bei heutigem Wissensstand immer noch ihre eigenen Schwerpunkte haben, aber auf dem Weg, unsere Welt vollständig zu begreifen, nicht mehr ohne die jeweils Anderen auskommen.

Auf der einen Seite erfordert das immer komplexer werdende Wissen eine Spezialisierung der Forscher auf ihren Schwerpunkt, auf der anderen Seite aber ergeben sich durch die Vernetzung der Naturwissenschaften immer neue und interessante, interdisziplinäre Forschungsfelder, deren Breite nicht geringer ist als die Grundlagenforschung selbst^{[10],[11],[12],[13],[14]}.

In dieser Doktorarbeit wird ein Thema aus dem interdisziplinären Forschungsfeld der mikro- und nanostrukturierten Biosensorik bearbeitet. Dazu werden Fragestellungen der Halbleiterphysik in Kombination mit elektrophysiologischen Anwendungen bearbeitet. Im Folgen-

den wird ein kurzer Überblick über die einzelnen Teilbereiche, die physikalischen und biologischen Entwicklungen und Errungenschaften der letzten Jahrzehnte sowie das Thema dieser Arbeit gegeben.

1.1 Entwicklung der Halbleitertechnik

Die Halbleitertechnik ist heutzutage ein fester Bestandteil unseres Alltags und aus diesem nicht mehr weg zu denken. Nahezu jedes elektrische Gerät enthält eine Vielzahl an Transistoren und integrierten Schaltungen. Begonnen hat diese Entwicklung 1947 durch die Entdeckung des Transistors durch Shockley, Bardeen und Britain^{[15],[16]} sowie die Realisierung integrierter Schaltkreise durch Kilby im Jahr 1958^[17]. Seitdem fand während der letzten Jahrzehnte ein rasanter Fortschritt in der Weiterentwicklung der Halbleitertechnik statt, den Moore bereits 1965 in seinem Gesetz vorhersagte^[18]. Dabei basierte die Entwicklung auf der stetigen Miniaturisierung der einzelnen Halbleiterbauelemente. So ist z.B. die Gatelänge aktueller Feld-Effekt Transistoren (engl. field-effect transistor (FET)) für CPUs von einigen Mikrometern auf nur noch ca. 20nm geschrumpft.

Für diese Miniaturisierung waren immer neue oder verbesserte Herstellungsmethoden und deren genaueste Charakterisierung erforderlich. Dazu lassen sich zwei grundsätzlich verschiedene Prozesse unterscheiden^{[19],[20],[21],[22],[23],[24],[25],[26],[27],[28],[29]}: Der Bottom-Up Prozess und der Top-Down Prozess. Beim Bottom-Up Prozess kommen vapor-liquid-solid (VLS) Methoden zum Einsatz. Dabei werden die erforderlichen Strukturen durch Wachstum des gewünschten Materials, z.B. Silizium (Si), erzeugt^[30]. An einen Precursor lagern sich immer mehr Atome an, wodurch abhängig von der Größe des Precursors Strukturen von wenigen Nanometern gebildet werden können^{[31],[32],[33],[34],[34]}. Der Vorteil des Bottom-Up Prozesses ist die Größe der realisierbaren Strukturen von nur wenigen Nanometern, Nachteile ergeben sich aus der Schwierigkeit, die Nanowires auf einem Chip oder in einem Schaltkreis exakt zu positionieren. Letzteres wiederum ist ein Vorteil des Top-Down Prozesses. Dieser basiert auf der silicon-on-insulator (SOI) Technologie, siehe Kap. 3.1, und verschiedenen Ätztechniken (z.B. nass-chemisch, reactive ion etching (RIE)) sowie Lithographien^{[25],[19],[35],[24],[36],[37],[38],[39]}. Da die durch eine Photolithographie bestimmte Auflösung durch die Wellenlänge des verwendeten Lichts gegeben ist, kamen herkömmliche Photolithographieverfahren während der Miniaturisierung schnell an ihre Grenzen. So entstanden neue Lithographieverfahren wie die Elektronenstrahlolithographie^{[19],[40],[41]} oder die sogenannte deep ultra violet (UV) Lithographie^{[22],[36],[42],[43],[44]}. Für die Elektronenstrahlolithographie ergeben sich allerdings weitere Nachteile wie der niedrige Durchsatz und hohe Kosten. Daher wurden weiter spezielle Verfahren entwickelt, die zum Bottom-Up Prozess vergleichbare Strukturgrößen im Bereich von wenigen Nanometern ergeben, aber trotzdem die aufwendige Elektronenstrahlolithographie vermeiden. Diese sind z.B. die selbst-limitierende Oxidation^{[22],[36],[45]}, aniso-

tropes Ätzen^{[46],[39],[38]} oder Nanoimprintlithographie^{[47],[48],[49]}.

Somit steht für die Halbleitertechnik eine Fülle an Methoden zur Verfügung, auf die zurückgegriffen werden kann.

1.2 Entwicklung der Methoden in der Elektrophysiologie

Elektrophysiologie bezeichnet das Verständnis der elektro-chemischen Signalausbreitung im Nervensystem, siehe Kap. 2.4. Das Nervensystem hoch entwickelter Lebewesen besteht aus einem Netzwerk einzelner, starkspezialisierter Nervenzellen, die jeweils bestimmte Funktionen erfüllen. Die Größe einer einzelnen Zelle liegt im Bereich von einigen Mikrometern. Die elektro-chemischen Prozesse für die Signalausbreitung innerhalb einer Zelle finden jedoch auf der Größenordnung von Molekülen und Proteinen statt. Zur elektrischen Untersuchung der Signalausbreitung und der beteiligten Prozesse sind daher spezielle Methoden notwendig, die Zellen oder kleine Zellnetzwerke zu untersuchen.

Einen der bedeutendsten Schritte für die Elektrophysiologie gelang 1952 Alan Hodgkin und Andrew Huxley^{[50],[51],[52],[53],[54]}, siehe Kap. 2.4. Sie beschrieben die Funktion der Zellmembran in Neuronen, erklärten Aktionspotentiale und stellten ein bis heute verwendetes elektrisches Ersatzschaltbild zur Beschreibung auf. Bis zur Erfindung der zur Untersuchung einzelner Zellen erforderlichen experimentellen Technik dauerte es noch einige Jahre, bis Erwin Neher und Bernd Sakman 1976 die Patch-Clamp-Methode einführen^{[55],[56],[57],[58],[59]}, die bis heute als state-of-the-art Methode zur Untersuchung von Zellen gilt. Bei der sogenannten whole-cell Patchmethode wird eine Pipettenspitze mit einer Öffnung von $1 - 3 \mu\text{m}$ bis an die Zellmembran heran geführt. Durch einen kurzen Unterdruck wird die Zellmembran in der Pipettenspitze geöffnet, so dass der Elektrolyt in der Pipette mit dem Zellinneren in Kontakt ist (intrazelluläre Messung). Die Zusammensetzung des Elektrolyten muss dabei auf die Zusammensetzung des Zytoplasmas der Zelle angepasst sein (intrazelluläre Patchlösung). Über eine Elektrode, die sich zusätzlich in der Pipette befindet, können nun elektrische Messungen an der Zelle vorgenommen werden. Jedoch bringt die Patch-Clamp Technik auch einige Nachteile mit sich. Durch das Öffnen der Zelle wird diese beschädigt, was letztendlich zum Tod der Zelle führt. Die verbleibende Zeit für die Messung liegt daher in der Regel im Bereich von wenigen Stunden. Weiterhin müssen die Patchpipetten mit makroskopischen Mikromanipulatoren und Verstärkerelektronik kontrolliert werden. Insgesamt wird somit für jede einzelne gepatchte Zelle sehr viel Platz benötigt und nur wenige Zellen können gleichzeitig gepatcht werden. Für zukünftige Messungen zum weiteren Verständnis der Zellnetzwerke sind jedoch Messungen über längere Zeiten und von weitaus mehr Zellen des

Netzwerks nötig. Den Ausweg bilden mikro- und nanostrukturierte Biosensoren zur extrazellulären Signableitung wie sie im nächsten Kapitel beschrieben werden.

1.3 Entwicklung mikro- und nanostrukturierter Biosensoren

Um die im vorherigen Kapitel aufgezeigten Grenzen der Patch-Clamp Technik zu überwinden, hat sich in den letzten Jahrzehnten ein sehr weites Forschungsfeld mikro- und nanostrukturierter Biosensoren entwickelt. Solche Sensoren können zur extrazellulären Ableitung von elektrischen Signalen aus den Zellnetzwerken verwendet werden und haben damit nicht den Nachteil, einzelne Zellen zu verletzen. Eine physiologische Umgebung während der Messung vorausgesetzt, können so Messungen beliebiger Länge durchgeführt werden. Die in Kap. 1.1 beschriebene Miniaturisierung in der Halbleitertechnik und dabei entwickelte Methoden stellen einen weiteren Vorteil für die mikro- und nanostrukturierten Biosensoren dar. Da sich heute Strukturen von wenigen Mikrometern bis hin zu wenigen Nanometern realisieren lassen, liegen die Größen der möglichen Sensoren weit unterhalb der Größe einzelner Zellen. Somit wird die örtliche Auflösung und die Anzahl der Zellen, die gleichzeitig untersucht werden können, stark erhöht.

Bereits 1972 führte Thomas et al. mikrostrukturierte Arrays aus Metallelektroden (engl. metal electrode array (MEA)) ein und konnte deren Verwendung zur extrazellulären Ableitung von Aktionspotentialen (APs) erfolgreich demonstrieren^[60]. Allerdings war auf Grund des Abstands der planaren Elektroden zu den Zellen sowie der Größe der Elektroden das Signal zu Rausch Verhältnis (engl. signal-to-noise ratio (SNR)) sehr schlecht. Seitdem wurden die MEAs stetig verbessert. Zum einen wurde durch Änderung der Größe der Elektroden oder deren Öffnung versucht, das SNR zu verbessern^[61], zum anderen wurden verschiedenste Ansätze zur Nanostrukturierung der Elektroden eines MEAs verfolgt. Nanostrukturierte Elektroden bieten den Vorteil einer größeren Oberfläche und damit einer kleineren Impedanz. Ansätze die dazu verfolgt wurden, sind z.B. Nanopartikel^{[62],[63]}, Nanotubes^[64], Nanobands^[65], Nanofibres^[66] und Nanopillars^{[67],[68]}. Doch allen bleibt der Nachteil, dass trotz der Verbesserungen die erreichbare Verstärkung der gemessenen Signale allein vom verwendeten Verstärkersystem abhängt. Weiterhin können die Elektroden auf Grund der mit der Elektrodengröße skalierenden Impedanz nicht beliebig verkleinert werden.

Durch den Einsatz von Feld-Effekt Transistoren (FET) können auch diese Schwierigkeiten beseitigt werden. Auf Grund der hohen Empfindlichkeit der FETs gegenüber Änderungen des Oberflächenpotentials sind Sensorgrößen von wenigen Nanometern realisierbar. Außerdem können FETs direkt zur Verstärkung des Messsignals genutzt werden.

Ihren Einzug in das Feld der Biosensoren erhielten die Feld-Effekt Transistoren (FETs) mit

der Erfindung des ionensensitiven Feld-Effekt Transistors (engl. ion-sensitive field-effect transistor (ISFET)) durch Bergveld et al. in den 70ziger Jahren^{[69],[70],[71]}. In Anlehnung an den bekannten metal-oxide-semiconductor field-effect transistor (MOSFET), ersetzte Bergveld das Metallgate durch einen Elektrolyten, siehe Kap. 2.1 und 2.3. Nach dieser Entdeckung entwickelten sich zahlreiche Anwendungen im Bereich der Biosensoren^{[72],[72],[73],[74],[75],[76],[77],[78],[79],[79],[80],[81],[81],[82]}. Die erste Ableitung von Zellsignalen mit FETs gelang 1991 durch Fromherz et al.^{[83],[84],[85]} und wurde von Lieber et al. erstmalig auch mit Nanowires demonstriert^[86]. Mit den nanowires hielten modernste Techniken aus der Halbleitertechnik vollends Einzug in die Entwicklung neuer Biosensoren. Durch das hohe Verhältnis der Oberfläche zum Volumen bei nanostrukturierten FETs kann die Empfindlichkeit der FETs gegenüber dem Oberflächenpotential besonders genutzt werden. Es folgen Biosensoren mit extrem hoher Empfindlichkeit, die für eine Vielzahl biomedizinischer Anwendungen genutzt werden können.

Jedoch ist die Herstellung von Nanaowires, wie in Kap. 1.1 beschrieben, trotz aller Fortschritte modernster Fabrikationsmethoden zeit- und kostenintensiv, so dass auch in dieser Hinsicht Fortschritte erwünscht sind. In der Literatur konnte bereits gezeigt werden, dass Nanoribbon Feld-Effekt Transistor (NRFET)s in Versuchen zur Detektion von Konzentrationsunterschieden, z.B. der Bindung von Biotin und Streptavidin, vergleichbare Empfindlichkeiten aufweisen wie Nanowires^{[87],[25],[88]}. NRFETs bieten den Vorteil nur wenige Nanometer dick zu sein, lassen sich jedoch in ihren lateralen Dimensionen von einigen Mikrometern durch herkömmliche Photolithographie herstellen. In dieser Doktorarbeit sollen solche NRFETs hergestellt, charakterisiert, optimiert und zur Ableitung von Aktionspotential (AP)s verwendet werden.

1.4 Einordnung des Themas dieser Doktorarbeit

Aus der Kombination der biologischen Zellnetzwerke und sich daraus ergebender Fragestellungen mit aktuellster auf der Halbleitertechnik basierender Biosensorik ergeben sich ganz neue Anwendungen, besonders im Bereich der Medizintechnik^{[14],[89]}. Gelingt die Kopplung von Nervenzellen an die elektrischen Bauelemente zur bidirektionalen Kommunikation zwischen beiden, können neuartige Implantate und Prothesen entwickelt werden, z.B. künstliche Gliedmaßen oder künstliche Retina Implantate^[90]. Ansätze zur Heilung von Tinnitus durch gezielte Stimulationen werden bereits erfolgreich durchgeführt.^{[91],[92],[93]} Weitere zum Teil kommerziell erhältliche Beispiele aus dem Bereich der Medizintechnik sind Cochleaimplantate^[94] oder künstliche Herzersatzsysteme^{[95],[96]}. Für die Herzersatzsysteme wird jedoch nicht die Kopplung an Nervenzellen, sondern das Erfassen anderer Vitalfunktionen des Kreislaufsystems verwendet. Aus der in dieser Arbeit erforschten Kopplung der Zellnetzwerke mit mikro- und nanostrukturierten Chips folgt aber auch die Möglichkeit

zur Erforschung weitaus grundlagenorientierterer Fragestellungen. Hier kann die Kommunikation einzelner Nervenzellen untereinander und damit die Funktionsweise des Gehirns studiert werden. Aber auch pharmakologische Untersuchungen sind denkbar. Der Einfluss bestimmter Medikamente auf einzelne Zellen oder Zellnetzwerke kann überprüft werden^[97]. All dies sind nur wenige Beispiele, die verdeutlichen sollen, woraus die Motivation für diese interdisziplinäre Doktorarbeit entstand.

In dieser Doktorarbeit wurde ein Prozess zur Herstellung von Silizium Nanoribbon Feld-Effekt Transistoren (NRFETs) entwickelt, der auf Photolithographie und verschiedenen Ätz-techniken basiert. Dadurch soll der Herstellungsprozess gegenüber Nanowires kostengünstiger werden. Weiterhin sollen die NRFETs als Biosensoren etabliert werden. Insbesondere werden das Rauschen und die Empfindlichkeit der NRFETs zu Nanowires verglichen.

2 Theoretische Grundlagen

Dieses Kapitel soll Lesern unterschiedlicher Disziplinen helfen, diese Arbeit zu verstehen. Dazu werden die Grundlagen physikalischer, chemischer und biologischer Aspekte, die dieser interdisziplinären Arbeit zu Grunde liegen, eingeführt.

Zu Beginn wird das Funktionsprinzip eines Feld-Effekt Transistors (FETs) an Hand des MOSFETs eingeführt und nach der Beschreibung der Wechselwirkung von Elektrolyten mit der Oberfläche eines Festkörpers auf den ISFET erweitert. Anschließend werden die biologischen Grundlagen zum Verständnis der Ausbreitung elektrischer Signale in elektrisch aktiven Zellen oder Zellnetzwerken gegeben.

2.1 Der Metall Oxid Feld-Effekt Transistor (MOSFET)

Der Transistor ist ein aktives, elektrisches Bauelement, das in der modernen Mikroelektronik zum Schalten und Verstärken von Signalen genutzt wird. Sein Name stammt von der Kurzform der englischen Bezeichnung Transfer Resistor^[98]. Die Besonderheit des Transistors besteht darin, dass sein elektrischer Widerstand durch das Anlegen einer Spannung kontrolliert werden kann. Dabei werden zwei verschiedene Arten von Transistoren unterschieden^[99]: Der Feld-Effekt Transistor (engl. field-effect transistor (FET)) und der Potential-Effekt Transistor (engl. potential-effect transistor (PET)). Zu den PETs gehört z.B. der 1947 in den Bell Laboratories erfundene bipolar Transistor^{[15],[16]}. Der Feld-Effekt Transistor wurde 1925 von Lilienfeld et al. erfunden^{[100],[101],[102],[103]}. Der PET und der FET werden an Hand des zu Grunde liegenden physikalischen Effekts unterschieden, der zum Ändern des elektrischen Widerstands des Transistors genutzt wird. Dies ist für den PET der Potential-Effekt und für den FET der Feld-Effekt. Die FETs wiederum werden in mehrere Untergruppen unterteilt, die der Literatur, z.B der Referenz [99], entnommen werden können. Eine dieser Untergruppen bilden die Feld-Effekt Transistoren mit isoliertem Gate (engl. insulated gate field-effect transistor (IGFET)). Im Folgenden wird der bekannteste Vertreter der IGFETs erläutert: Der

Metall-Oxid-Halbleiter Feld-Effekt Transistor (engl. metal-oxide-semiconductor field-effect transistor (MOSFET)).

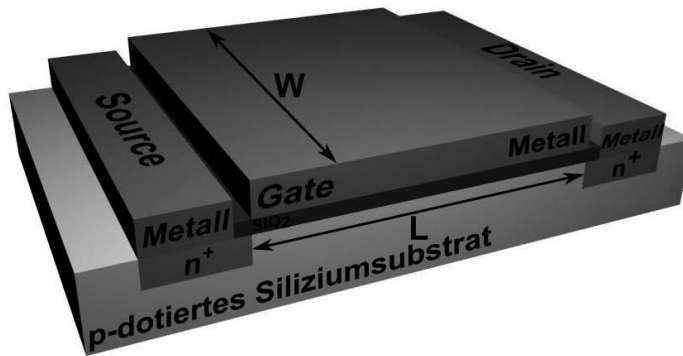


Abbildung 2.1

Die Abbildung zeigt den typischen Aufbau eines MOSFETs. Eingezeichnet sind die Dimensionen des stromleitenden Kanals.

Der typische Aufbau eines MOSFETs ist in Abb. 2.1 dargestellt. In ein Siliziumsubstrat sind zwei hoch n-dotierte Bereiche eingelassen. Der eine ist der Sourcekontakt und der andere der Drainkontakt, die im Folgenden kurz als Source oder Drain bezeichnet werden. Zur elektrischen Kontaktierung von Source und Drain wird jeweils eine Metallschicht, die einen ohmschen Kontakt zum Silizium aufweist, auf die hoch n-dotierten Bereiche aufgebracht. Auf das Silizium zwischen Source und Drain wird eine Schicht thermisches Siliziumdioxid, deren Dicke 2 – 50 nm beträgt, aufgebracht, um das p-dotierte Silizium darunter zu isolieren. Auf dem Siliziumdioxid wiederum wird eine weitere Metallschicht deponiert. Diese Metallschicht ist der Gatekontakt, der im Folgenden kurz als Gate bezeichnet wird. Typische Gatedimensionen^[104] sind $L = 0.1 - 3 \mu\text{m}$ und $W = 0.2 - 100 \mu\text{m}$.

An die drei Kontakte Source, Drain und Gate werden zwei verschiedene Spannungen angelegt. Zwischen Source und Drain wird die Source-Drain-Spannung V_{ds} angelegt während zwischen Source und Gate die Gate-Spannung angelegt wird. Die Gate-Spannung dient dabei der bereits erwähnten Kontrolle des elektrischen Widerstands und steuert somit den Strom der Source-Drain-Spannung zwischen Source und Drain. Im Folgenden wird der Sourcekontakt für alle Berechnungen stets als Referenzpunkt der Spannungen gewählt.

Der Feld-Effekt, der zur Steuerung des MOSFETs genutzt wird, kann mit Hilfe der Energiebänder verstanden werden^{[99],[105]}. Dabei werden an Hand des Vorzeichens der angeleg-

ten Gate-Spannung zwei verschiedene Operationsmodi des MOSFETs unterschieden: Der Inversions Modus (engl. inversion mode) und der Akkumulations Modus (engl. accumulation mode)^[104]. Die folgende Darstellung der Funktionsweise des MOSFETs wird an Hand des Inversions Modus durchgeführt.

Für $V_g = V_{ds} = 0V$ befindet sich der MOSFET zunächst im Gleichgewicht. Der Zustand, in dem sich die Energiebänder ohne angelegte Gate-Spannung befinden, wird als flat-band Zustand bezeichnet. Das entsprechende Banddiagramm ist in Abb. 2.2 (b) gezeigt, in der der FET zur besseren Visualisierung um 90° gedreht dargestellt ist, Abb. 2.2 (a). Um Ladungsneutralität zu gewährleisten muss das Fermi-niveau E_F in allen drei Regionen (n-dotiert, p-dotiert, n-dotiert) gleich sein. Dies führt dazu, dass die einzelnen Bänder an den Kontaktstellen der p- und n-dotierten Bereiche verbogen sind und von den Energiezuständen der Bulkregionen abweichen. Es bilden sich p-n Übergänge. Wird in diesem Zustand eine Source-Drain-Spannung V_{ds} angelegt, kann trotzdem kein Source-Drain-Strom von Source zu Drain fließen, da Source und Drain durch eine Potentialbarriere getrennt sind, siehe Abb. 2.2 (b). In der Abb. bezeichnet E_C das Energieniveau des Valenzbands, E_F die Fermi-Energie, E_i das intrinsische Fermi-niveau des Halbleiters und E_V das Energieniveau des Valenzbands. n^+ und p bezeichnen die hoch n- bzw. p-dotierten Bereiche. Wird eine kleine Gate-Spannung $V_g > 0V$ angelegt, werden die Bänder des p-dotierten Siliziumbereichs in der Nähe des Silizium/Siliziumdioxid Interfaces nach unten gebogen, siehe Abb. 2.2 (c), so dass die Potentialbarriere verringert wird. Die Änderung der Energieniveaus führt dazu, dass die Majoritätsladungsträger, Löcher im Fall der p-Dotierung, vom Silizium/Siliziumdioxid Interface aus tiefer in das Substrat gedrückt werden und am Interface selber verarmen. Dieser Zustand wird als Verarmung (engl. depletion) bezeichnet. Wird die Gate-Spannung V_g weiter erhöht, werden auch die Energiebänder weiter verbogen. Schneidet das intrinsische Fermi-niveau E_i das Fermi-niveau E_F , Abb. 2.2 (d), gilt^[99]

$$E_{Fn} - E_i(0) > q\Psi_B \quad (2.1)$$

wobei E_{Fn} und E_{Fp} das Fermi-niveau der Elektronen bzw. Löcher sind, $E_i(0)$ ist das intrinsische Fermi-niveau an der Stelle $x = 0$, q ist die Ladung und Ψ_B ist die Potentialdifferenz des intrinsischen Fermi-niveaus und des Fermi-niveaus. Elektronen werden in diesem Fall unterhalb des Silizium/Siliziumdioxid Interfaces angesammelt, da dies energetisch günstiger ist. Die angesammelten Elektronen unterhalb des Gateoxids bilden den Kanal des MOSFETs, in dem die Stromleitung stattfindet^{[106],[107]}. Tiefer im Substrat befindet sich eine Verarmungszone mit der maximalen Dicke W_{Dm} . Die Verteilung der Ladungsdichten ist in Abb. 2.3 (b) dargestellt^[108]. Q_n und Q_B sind die Ladung der Elektronen im Kanal bzw. die Ladung im Bulk des Substrats und N_A ist die Anzahl der Akzeptorstellen aus der Dotierung des Halbleiters. Das Sammeln von Elektronen direkt unterhalb des Silizium/Siliziumdioxid Interfaces wird als Inversions Modus bezeichnet. Die Bezeichnung stammt daher, dass die Majoritätsladungsträger im p-dotierten Bereich ursprünglich Löcher waren, der Kanal jetzt aber Elektronen enthält und damit invertiert ist. Die Gate-Spannung, ab der die Inversion einsetzt, ist

ein wichtiger Parameter zur Charakterisierung des MOSFETs und wird als Schwellspannung (engl. threshold voltage) V_t bezeichnet^[109]. V_t wird im Laufe dieses Kapitels noch näher beschrieben.

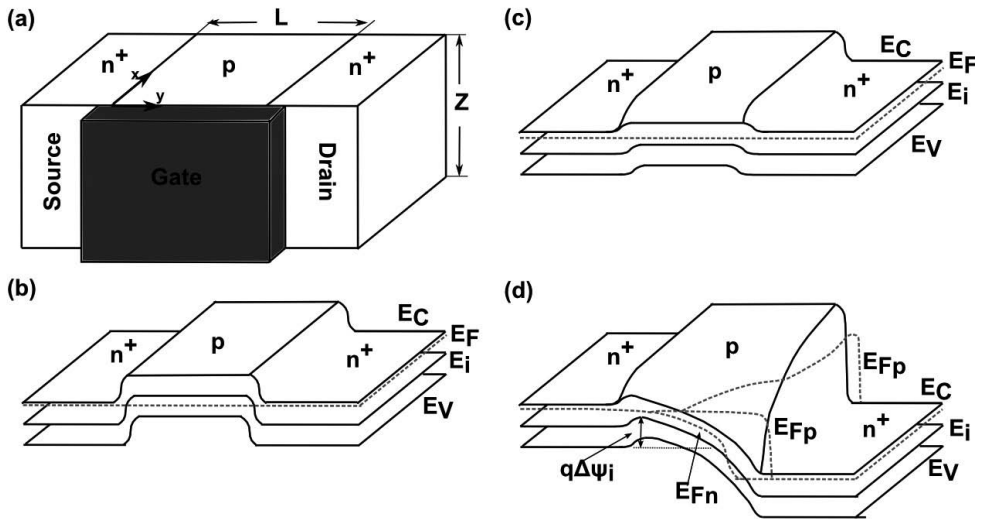


Abbildung 2.2

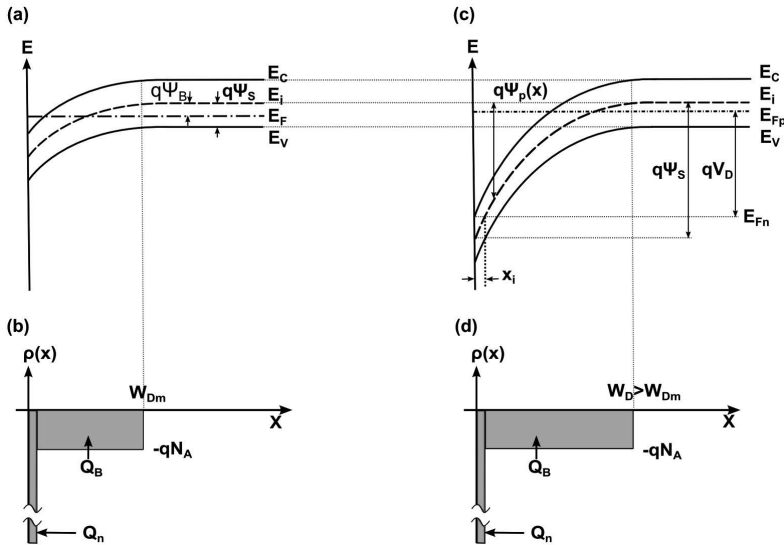
Bänderdiagramm des MOSFETs

(a) Darstellung der Bereiche Source, Drain und Gate des MOSFETs. Der MOSFET wurde zur Darstellung der Energiebandverläufe um 90° gedreht.

(b) Verlauf der Energieniveaus im flat-band Zustand.

(c) Verlauf der Energieniveaus nach dem Anlegen einer Gate-Spannung V_g . Der MOSFET befindet sich im Gleichgewicht.

(d) Darstellung der Energieniveaus im Nichtgleichgewichtszustand nach dem Anlegen einer Gate-Spannung V_g und einer Source-Drain-Spannung V_{ds} .

**Abbildung 2.3**

- (a) Darstellung des Bänderdiagramms unter Inversion im Gleichgewicht.
 (b) Verteilung der Ladungsdichte $\rho(x)$ unter Inversion im Gleichgewicht.
 (c) Darstellung des Bänderdiagramms unter Inversion im Nichtgleichgewichtszustand.
 (d) Darstellung der Ladungsdichte $\rho(x)$ unter Inversion im Nichtgleichgewichtszustand.

Weiteres Erhöhen der Gate-Spannung V_g führt zur Starken Inversion (engl. strong inversion). In diesem Zustand sind die Energiebänder soweit verbogen, dass die Zahl der Elektronen im Kanal die Zahl der Löcher im Kanal übersteigt. Die Anzahl der Elektronen, die sich in dem Kanal zwischen Source und Drain befinden, kann, wie in Abb. 2.5 (b) gezeigt, durch die Dicke t_{ch} des Kanals visualisiert werden.

Wird zusätzlich zur Gate-Spannung eine Source-Drain-Spannung angelegt, befindet sich der MOSFET nicht mehr im Gleichgewicht^[108]. Die Energieniveaus für den Nichtgleichgewichtszustand unter Inversion sind in Abb. 2.3 (b) dargestellt. In der Abb. bezeichnen V_D die angelegte Source-Drain Spannung, ψ_s die maximale Potentialdifferenz des intrinsischen Energieniveaus am

Silizium/Siliziumdioxid Interface und im Bulksubstrat, x_i die Dicke des Kanals und $\psi_p(x)$ die Potentialdifferenz des intrinsischen Energieniveaus am Silizium/Siliziumdioxid Interface und im Bulksubstrat am Ort x . Um den Strom I_{ds} von Source zu Drain zu beschreiben, muss zunächst mit Hilfe der im Bänderdiagramm dargestellten Potentiale die Poissongleichung für die Oberflächenladungsdichte des Kanals an der Seite des Drains gelöst werden.

Dabei werden bewegliche ionische Ladungen, die im Halbleiter oder dem Gateoxid eingeschlossen sind, und feste Ladungen am Silizium/Siliziumdioxid Interface in der Ladungsdichte berücksichtigt. Aus der Lösung der Poisson Gleichung lässt sich die Anzahl der Inversionsladungen Q_n bestimmen. Details hierzu können der Literatur, z.B. den Referenzen [99], [105] und [110] entnommen werden. Unter der Annahme einer konstanten Elektronenbeweglichkeit μ_n ergibt sich dann der Strom entsprechend der Gleichung^{[99],[105],[106]}

$$I_{ds} = \frac{W}{L} \mu_n \int_0^L |Q_n(y)| E(y) dy \quad (2.2)$$

$$= \frac{W}{L} \mu_n C_{ox} \left[\left(V_g - V_{FB} - 2\Psi_B - \frac{V_{ds}}{2} \right) V_{ds} - \frac{2}{3} \frac{\sqrt{2\epsilon_s e N_A}}{C_{ox}} \left[(V_{ds} + 2\Psi_B)^{\frac{3}{2}} - (2\Psi_B)^{\frac{3}{2}} \right] \right]$$

wobei W und L die in Abb. 2.1 definierte Breite bzw. Länge des Kanals, μ_n die Elektronenbeweglichkeit, C_{ox} die Oxidkapazität, V_{FB} die flat-band Spannung, Ψ_B die in Abb. 2.3 definierte Energiedifferenz zum Erreichen der Inversion, ϵ_s die Dielektrizitätszahl für Silizium, e die Elementarladung und N_A die Anzahl der Akzeptorstellen der p-Dotierung ist. Die flat-band Spannung ergibt sich im idealen Fall als Differenz der Austrittsarbeit des Metalls Φ_M und des Halbleiters Φ_{Si} ^{[99],[105]}: $V_{FB} = \Phi_{ms} = \Phi_M - \Phi_{Si}$. Im realen Fall können feste Ladungen im Siliziumoxid Q_f zu einer Verschiebung der flat-band Spannung führen und müssen mit berücksichtigt werden. Damit ergibt sich

$$V_{FB} = \Phi_{ms} - \frac{Q_f}{C_i} \quad (2.3)$$

Gleichung (2.3) kann mit Hilfe der Bänderdiagramme einer Metall-Oxid-Halbleiter (engl. metal-oxide-semiconductor (MOS)) Kapazität hergeleitet werden. Details zur Herleitung von V_{FB} können in der Literatur, z.B. in den Referenzen [99] und [105], nachgelesen werden. V_{FB} wird in Kapitel 2.3 eine entscheidende Rolle spielen, wenn der ionensensitive Feld-Effekt Transistor (engl. ion-sensitive field-effect transistor (ISFET)) als Sensor genutzt werden wird. Für eine qualitative Beschreibung des Stroms I_{ds} kann die Gleichung (2.2) weiter vereinfacht werden^[99]. Daraus ergeben sich die Ausgangskennlinien^[111] des MOSFETs, siehe Abb. 2.4. Für $V_g < V_t$ fließt, unabhängig von der angelegten Source-Drain-Spannung V_{ds} , zunächst kein Source-Drain-Strom I_{ds} . Für $V_g > V_t > 0V$ kann ein Source-Drain-Strom I_{ds} fließen, der abhängig von V_{ds} ist. Für kleine V_{ds} mit $V_{ds} \ll V_g - V_t$ steigt I_{ds} zunächst linear mit der Source-Drain-Spannung, siehe Vergrößerung in Abb. 2.4. Für größere Source-Drain-Spannungen, wobei $V_{ds} < V_g - V_t$ noch erfüllt ist, steigt I_{ds} weiter an, jedoch nicht linear. Gleichung (2.2) reduziert sich für diesen als Triodenregion bezeichneten Bereich auf die Formel^{[99],[104]}:

$$I_{ds} = \frac{W}{L} \mu_n C_{ox} \left((V_g - V_t) V_{ds} - \frac{1}{2} V_{ds}^2 \right) \quad \text{Triodenregion} \quad (2.4)$$

Dabei ist μ_n die Ladungsträgermobilität der Elektronen, C_{ox} die Oxidkapazität, W die Breite des Kanals und L die Länge des Kanals. Der Faktor $\mu_{ox} C_{ox} \frac{W}{L} \equiv \beta$ wird auch als geometrischer Empfindlichkeitsparameter bezeichnet. Er ist durch das Design des FETs bestimmt^[70]. Die in Gleichung (2.4) auftretende Schwellspannung V_t bezeichnet die bereits erwähnte Gate-Spannung, ab der ein Stromfluss zu beobachten ist. Sie ist definiert durch^{[99],[105],[109]}

$$V_t = V_{FB} + 2\Psi_B + \frac{\sqrt{2\epsilon_s e N_A \cdot 2\Psi_B}}{C_{ox}} \quad (2.5)$$

wobei der Term $2\Psi_B$ in guter Näherung den Fall beschreibt, ab dem die starke Inversion einsetzt. Steigt V_{ds} weiter an, dass $V_{ds} > V_g - V_t$ erfüllt ist, ist ein weiterer Effekt zu betrachten. Wird eine Source-Drain-Spannung V_{ds} angelegt, fällt diese vom Sourcekontakt über die Region des Kanals zum Drainkontakt hin ab. Dadurch wird die effektive Gate-Spannung auf der Seite des Drains auf $V_g - V_{ds}$ reduziert. Eine Reduzierung der Gate-Spannung bedeutet, dass die Inversion und damit die Anzahl der Elektronen im Kanal nicht konstant ist, sondern zum Drain hin reduziert wird, siehe Abb. 2.5 (c). Ist V_{ds} so groß, dass $V_g - V_{ds} = V_t$ gilt, ist der Pinch-Off Punkt erreicht. Die Source-Drain-Spannung an diesem Punkt wird als Sättigungsspannung

$$V_{ds,sat} = V_g - V_t \quad (2.6)$$

bezeichnet^{[99],[104]}. Wird V_{ds} über $V_{ds,sat}$ hinaus erhöht, schiebt sich der Pinch-Off Punkt stetig weiter in Richtung des Sourcekontakts. Dabei bleibt die Spannung, die am Pinch-Off Punkt anliegt, konstant bei $V_{ds,sat}$. Der Rest der Spannung fällt über den Bereich des Kanals zwischen dem Pinch-Off Punkt und dem Drain-Kontakt ab^[104]. Da die Spannung am Pinch-Off Punkt konstant bleibt und der Strom im Kanal entsprechend den Kirchhoff'schen Gesetzen ebenfalls konstant sein muss, bleibt der Strom I_{ds} durch den Kanal auch konstant, sobald die Source-Drain-Spannung $V_{ds,sat}$ erreicht ist, siehe Abb. 2.4. In diesem als Sättigungsregion (engl. saturation region) bezeichneten Bereich reduziert sich Gleichung (2.2) auf

$$I_{ds} = \frac{1}{2} \frac{W}{L} \mu_n C_{ox} \underbrace{(V_g - V_t)^2}_{V_{ds,sat}} \quad \text{Sättigungsregion} \quad (2.7)$$

und hängt nicht mehr von V_{ds} , sondern nur noch von $V_{ds,sat}$ ab^{[99],[104]}.

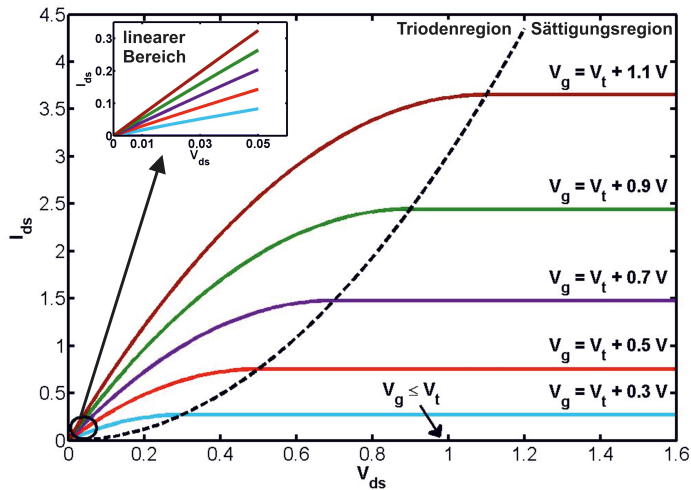
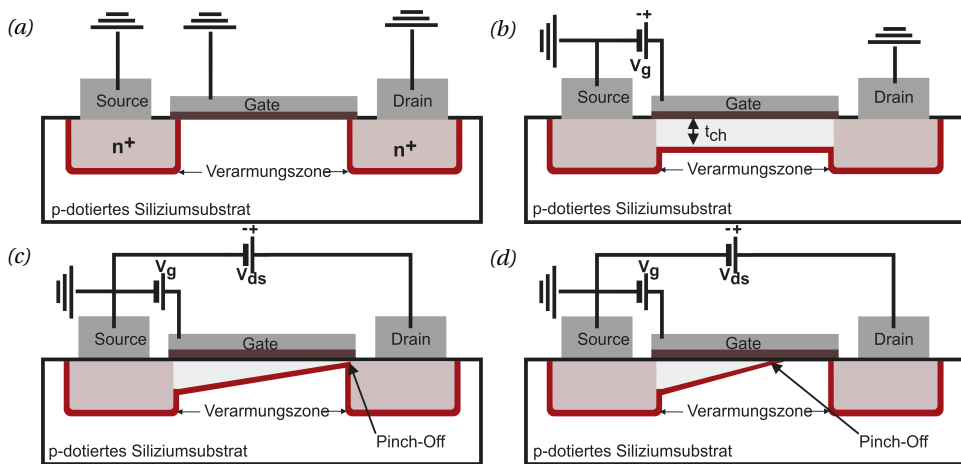


Abbildung 2.4

Darstellung der Ausgangskennlinien des MOSFETs. Die Vergrößerung zeigt den Bereich, in dem der Source-Drain-Strom I_{ds} linear ansteigt. Weiterhin gekennzeichnet sind die Triodenregion, in der I_{ds} nichtlinear steigt, und die Sättigungsregion, in der I_{ds} konstant bleibt. Die gestrichelte Linie zeigt den Beginn der Sättigungsregion in Abhängigkeit von V_g .

**Abbildung 2.5**

Verschiedene Zustände des Kanals des MOSFETs sind dargestellt:

- (a) Der MOSFET im Gleichgewicht ohne angelegte Gate-Spannung. Auf Grund der p-n-Übergänge sind die Verarmungszonen um die hochimplantierten Bereiche zu sehen.
- (b) Das Anlegen einer Gate-Spannung erzeugt Ladungsträger unterhalb des Silizium/Siliziumdioxid Interfaces, die den Kanal bilden.
- (c) Durch Anlegen einer Source-Drain-Spannung $V_{ds} = V_{ds,sat}$ ist der Pinch-Off erreicht.
- (d) Anlegen einer Source-Drain-Spannung $V_{ds} > V_{ds,sat}$ verschiebt den Pinch-Off Punkt in Richtung des Sourcekontakts.

Der zweite Modus des MOSFETs, der Akkumulations Modus, tritt ein, wenn eine negative Gate-Spannung $V_g < 0V$ angelegt wird. In diesem Fall biegen sich die Energiebänder im Bänderdiagramm nach oben. Durch die Änderung der Energiebänder ist es energetisch günstiger, dass nun die Elektronen tiefer in das Substrat gedrückt werden und sich die Löcher unter dem Silizium/Siliziumdioxid Interface sammeln und den Kanal zur Stromleitung bilden. Die gleichen Überlegungen zur Beschreibung der Ausgangskennlinien des MOSFETs bleiben auch hier bestehen, wobei die Elektronenmobilität μ_n durch die Löchermobilität μ_p ersetzt werden muss und das umgekehrte Vorzeichen der Majoritätsladungsträger sowie der Gate-Spannung V_g beachtet werden muss.

2.2 Wechselwirkungen eines Festkörpers mit einer Elektrolytlösung

Untersuchungen biologischer Zellen müssen meistens in Elektrolytlösungen durchgeführt werden, um das Überleben der Zellen zu sichern. Der Elektrolyt muss alle für den Stoffwechsel und die Funktion der Zelle nötigen Nährstoffe zur Verfügung stellen und enthält damit verschiedene Ionen in unterschiedlichen Konzentrationen. Daraus resultierende Wechselwirkungen zwischen dem Elektrolyten und dem eingesetzten Messsystem, im Speziellen die Wechselwirkungen des Elektrolyten mit der Oberfläche eines Festkörpers, müssen bei der Interpretation der Ergebnisse berücksichtigt werden. In diesem Kapitel werden daher die Grundlagen der Wechselwirkung zwischen einer Elektrolytlösung und einer Siliziumdioxid- bzw. Aluminiumoxidoberfläche gegeben, welche für den in dieser Arbeit verwendeten ion-sensitive field-effect transistor (ISFET) von Bedeutung sind.

2.2.1 Die Gouy-Chapman-Stern-Graham Doppelschicht

Kommt ein Elektrolyt mit einem Festkörper in Kontakt, bildet sich im Elektrolyten in der Nähe zur Oberfläche des Festkörpers eine ionische Doppelschicht aus. Die Doppelschicht verhält sich wie eine Kapazität C_{DL} , die vom Potential der Oberfläche des Festkörpers und von der Konzentration des Elektrolyten abhängt. Die auf der Festkörperoberfläche entstehenden Überschussladungen q_0 werden auf Grund der erforderlichen Ladungsneutralität im Bulk des Elektrolyten in den Elektrolyten hinein abgeschirmt. Die Abschirmung im Elektrolyten erfolgt durch entsprechende Anordnung der Ionen in ihren Hydrathüllen auf Grund von Coulombwechselwirkungen.

Helmholtz schlug 1879 zur Beschreibung der oben beschriebenen ionischen Doppelschicht das Plattenkondensator Modell der ionischen Doppelschicht vor. Zum Abschirmen der Überschussladungen auf der Oberfläche bildet sich im Elektrolyten eine feste, parallel zur Oberfläche orientierte Schicht aus umgekehrt geladenen Ionen. Diese wird als Helmholtz Doppelschicht bezeichnet. Entsprechend der Kapazität eines Plattenkondensators ergibt sich die Kapazität C_H der Helmholtz Doppelschicht als^{[112], [113]}

$$C_H = \frac{\epsilon \cdot A}{d} \quad (2.8)$$

wobei ϵ die dielektrische Konstante ist, A die Fläche und d die Dicke der Doppelschicht. C_H ist in diesem Modell unabhängig vom Potential der Elektrode und der Konzentration des Elektrolyten.

Um die Abhängigkeit der Kapazität vom Potential und von der Elektrolytkonzentration zu

beschreiben, müssen einige weitere Größen eingeführt werden^{[112],[114]}: Die differentielle Kapazität C_{diff} und die integrale Kapazität K .

$$K \equiv \frac{\sigma}{\Delta\Psi_0} \quad (2.9)$$

$$C_{diff} \equiv \frac{\delta\sigma_0}{\delta\Psi_0} = -\frac{\delta\sigma_{DL}}{\delta\Psi_0} \quad (2.10)$$

wobei Ψ_0 das Potential auf der Oberfläche, σ_0 die Ladungsdichte auf der Oberfläche und σ_{DL} die umgekehrte Ladungsdichte auf der Seite des Elektrolyten ist. Zur genaueren Beschreibung entwickelten Gouy^[115] und Chapman^[116] unabhängig voneinander das Modell der diffusen Doppelschicht. Diese beruht auf der Annahme, dass die thermische Bewegung des Elektrolyten die anziehende bzw. abstoßende Kraft des elektrischen Feldes, das durch die Überschussladungen auf der Oberfläche des Festkörpers verursacht wird, überlagert. Dabei ist der Einfluss der thermischen Bewegung aller Teilchen im Elektrolyten so groß, dass sich die Helmholtz Doppelschicht nicht ausbilden kann. Die Ionen in der Nähe der Oberfläche bilden eine diffuse Doppelschicht um die Oberflächenladungen abzuschirmen. Die differentielle Kapazität $C_{DL,diff}$ der Doppelschicht kann dann mit Hilfe der Boltzmannstatistik und der Poissonsgleichung der Elektrostatik berechnet werden.

Die Boltzmannstatistik beschreibt die Ionendichte $n_i(x)$ im Abstand x zur Oberfläche der Elektrode^{[112], [113]}

$$n_i(x) = n_i^0 e^{-\frac{z_i e \Psi(x)}{k_B T}} \quad (2.11)$$

wobei n_i^0 die Ionendichte im Hauptteil des Elektrolyten, z_i die Valenz der Ionen, e die Elementarladung, k_B die Boltzmannkonstante, T die Temperatur und $\Psi(x)$ das Potential im Abstand x von der Oberfläche des Festkörpers ist. Der Zusammenhang zwischen dem Potential $\Psi(x)$ und der Ladungsdichte $\rho(x)$ im Abstand x von der Elektrodenoberfläche ist durch die Poissonsgleichung gegeben^{[112], [113]}

$$\frac{d^2\Psi(x)}{dx^2} = -\frac{\rho(x)}{\epsilon\epsilon_{sol}} \quad (2.12)$$

mit

$$\rho(x) = \sum_i z_i n_i = \sum_i z_i n_i^0 e^{-\frac{z_i e \Psi(x)}{k_B T}} \quad (2.13)$$

Lösen der Gleichungen (2.12) und (2.13) unter der Bedingung eines symmetrischen Elektrolyten ergibt für die Ladungsdichte der Doppelschicht σ_{DL} bzw. der Ladungsdichte auf der Oberfläche σ_0 ^{[113],[114],[117]}

$$\sigma_{DL} = -\sigma_0 = -\sqrt{8k_B T \epsilon \epsilon_0 n_0} \sinh\left(\frac{zq\Psi_0}{2k_B T}\right) \quad (2.14)$$

wobei ϵ_0 die Permittivität des freien Raums, ϵ die relative Permittivität, n_0 die Konzentration aller Ionen im Bulk des Elektrolyten und Ψ_0 das Potential auf der Oberfläche ist. Aus den Gleichungen (2.10) und (2.14) folgt sofort die differentielle Kapazität der Doppelschicht^[114] $C_{DL,diff}$

$$C_{DL,diff} = \sqrt{\frac{2z^2 q^2 \epsilon \epsilon_0 n_0}{k_B T}} \cosh\left(\frac{zq\Psi_0}{2k_B T}\right) \quad (2.15)$$

Die Lösung des Potentialverlaufs $\Psi(x)$ ist kompliziert. Für Werte $\Psi_0 < 0.1$ V ergibt sich eine exponentielle Abhängigkeit^[112]

$$\Psi(x) = \Psi_0 e^{-\kappa x} \quad (2.16)$$

κ steht hier für den effektiven Radius der Ionenhülle aus der Debye-Hückel Theorie^[112]

$$\kappa = \sqrt{\frac{8\pi N_A e^2}{1000 \epsilon k_B T}} \sqrt{I} \quad (2.17)$$

wobei N_A die Avogadrokonstante ist und I die Ionenstärke des Elektrolyten. Der Verlauf des Potentials ist in Abb. 2.6 dargestellt.

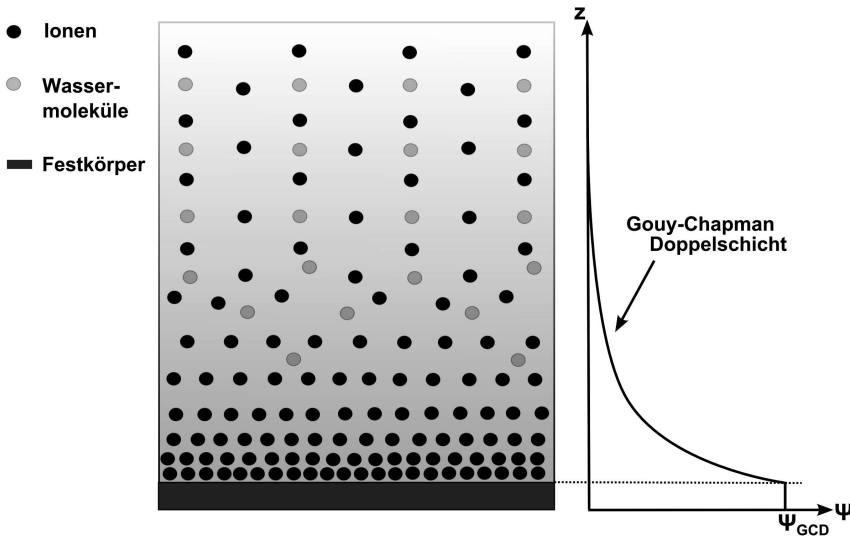


Abbildung 2.6

Potentialverlauf in der Gouy-Chapman Doppelschicht. Der linke Teil der Abbildung zeigt die Ionen der diffusen Doppelschicht in der Nähe der Festkörperoberfläche. Die reale Ausdehnung der Ionen ist nicht berücksichtigt. Der rechte Teil der Abbildung zeigt den Verlauf des Potentials in den Elektrolyten hinein.

Die Gouy-Chapman Theorie der diffusen Doppelschicht stellt eine Verbesserung gegenüber der Theorie der Helmholtz Doppelschicht dar, da die Abhängigkeit der Kapazität der Doppelschicht vom Potential und von der Konzentration des Elektrolyten berücksichtigt ist. Jedoch werden die Ionen immer noch als punktförmig angenommen, d.h. die reale Ausdehnung der Ionen wird vernachlässigt. Experimentell kann beobachtet werden, dass die Gouy-Chapman Theorie die Kapazität der Doppelschicht und die Ladungen auf der Oberfläche überschätzt^[118]. Während die Theorie für geringe Ionenkonzentrationen des Elektrolyten die experimentellen Ergebnisse gut beschreibt, fällt die Überschätzung der Kapazität für Elektrolyten hoher Ionenkonzentrationen stark ins Gewicht. Um diese Unstimmigkeit von Theorie und Experiment zu lösen und die reale Ausdehnung der Ionen zu berücksichtigen, hat Stern eine Kombination aus der Helmholtz Theorie und der Gouy-Chapman Theorie entwickelt^[119], die zur Gouy-Chapman-Stern Doppelschicht führt. Die reale Ausdehnung der Ionen wird nun dadurch berücksichtigt, dass sich die Ionen der Oberfläche des Festkörpers nur noch bis auf den Abstand x_{OHP} nähern können^{[112],[113],[114],[120]}, siehe Abb. 2.7. x_{OHP} entspricht dem Radius des Ions und seiner Hydrathülle. Die Ebene durch die Zentren der Ionen, die sich im Abstand x_{OHP} vor der Oberfläche befinden, wird als äußere Helmholtz Ebene (engl. outer Helmholtz plane) (OHP) bezeichnet. Die diffuse Doppelschicht beginnt erst im Abstand x_{OHP} von der Oberfläche, bis zu dem das Potential bereits etwas abgefallen ist. Dadurch entspricht das Potential Ψ_{OHP} an der Grenze der diffusen Doppelschicht nicht mehr dem Potential Ψ_0 der Oberfläche des Festkörpers, sondern dem Potential der OHP^[112]

$$|\Psi_{OHP}| = |\Psi(x_{OHP})| < |\Psi_0| \quad (2.18)$$

Die Ladungsdichte auf der Oberfläche σ_o , die Ladungsdichte der Doppelschicht im Elektrolyten σ_{DL} und die differentielle Kapazität der Doppelschicht $C_{DL,diff}$ ergeben sich daher als^[114]

$$\sigma_{DL} = -\sigma_0 = -\sqrt{8k_B T \epsilon \epsilon_0 n_0} \sinh\left(\frac{zq\Psi_{OHP}}{2k_B T}\right) \quad (2.19)$$

$$\frac{1}{C_{DL,diff}} = \underbrace{\frac{A}{\epsilon \epsilon_0}}_{C_{Stern}} + \underbrace{\frac{1}{\sqrt{\frac{2z^2 q^2 \epsilon \epsilon_0 n_0}{k_B T}} \cosh\left(\frac{zq\Psi_{OHP}}{2k_B T}\right)}}_{C_{diffus}} \quad (2.20)$$

Der erste Teil der Gleichung, die Stern-Kapazität C_{Stern} , ist analog zur Helmholtztheorie eine konstante Kapazität. Sie kommt zustande, da durch die Ausdehnung der Ionen zwischen der Elektrodenoberfläche und der OHP ein Zwischenraum entstanden ist, in dem sich keine Ionen befinden können^[120]. Ihr Betrag liegt typischer Weise im Bereich von $20 \frac{\mu F}{cm^2}$. Außerhalb der OHP beginnt die diffuse Doppelschicht nach Gouy-Chapman. Die gesamte Kapazität $C_{DL,diff}$ der Doppelschicht ergibt sich in diesem Modell als Reihenschaltung der Kapazitäten nach Helmholtz und Gouy-Chapman. Die jeweils kleinere der beiden Kapazitäten C_{Stern} und C_{diffus} liefert zur Gesamtkapazität C_{diff} den größeren Beitrag. Für Elektroly-

te geringer Ionenkonzentration liefert $C_{DL,diffus}$ den dominanten Beitrag. Wie oben ausgeführt, beschreibt die Gouy-Chapman Theorie die experimentellen Ergebnisse in diesem Bereich recht gut. Im Gegensatz dazu dominiert C_{Stern} die differentielle Kapazität für Elektrolyte hoher Ionenkonzentration, für die die Gouy-Chapman Theorie überschätzte Werte der Ladungsdichte liefert. Der Potentialverlauf ist in Abb. 2.7 zu sehen.

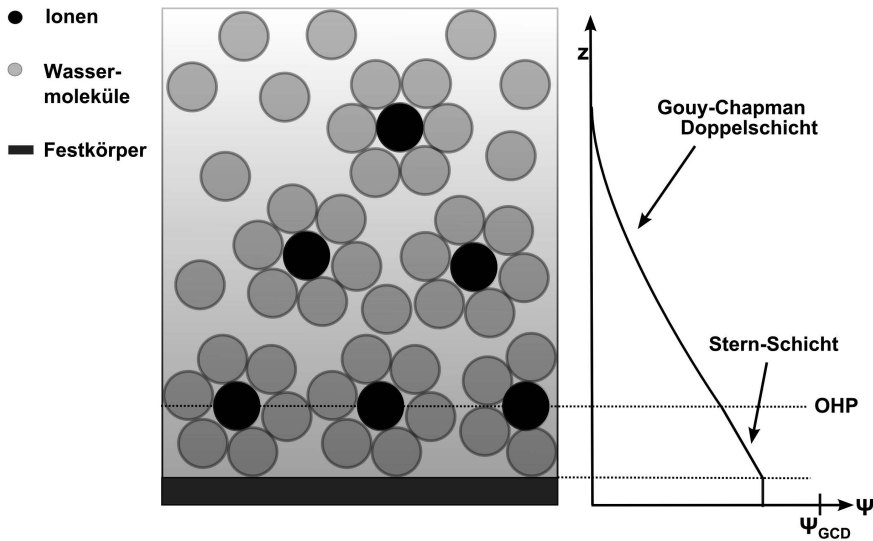


Abbildung 2.7

Potentialverlauf in der Gouy-Chapman-Stern Doppelschicht. Der linke Teil der Abbildung zeigt die Anordnung der Ionen in der Nähe der Festkörperoberfläche. Durch die Berücksichtigung der realen Ausdehnung der Ionen und ihrer Hydrathüllen ergibt sich die OHP. Der rechte Teil der Abbildung zeigt den Abfall des Potentials vom Festkörper in den Elektrolyten hinein.

Weiterhin muss unterschieden werden, ob Ionen auf der Oberfläche der Elektrode absorbiert werden oder sich dieser nur annähern, was in der Gouy-Chapman-Stern-Graham Theorie berücksichtigt ist^{[121],[122],[123]}. Für den Fall, dass Ionen auf der Elektrodenoberfläche absorbiert werden, muss eine weitere Ebene, die innere Helmholtz Ebene (engl. inner Helmholtz plane) (IHP) mit dem Potential ψ_{IHP} eingeführt werden. Sie bezeichnet die Ebene durch die Zentren der Ionen, die auf der Oberfläche absorbiert worden sind und liegt dichter an der Oberfläche als die OHP, da die absorbierten Ionen keine Hydrathülle mehr besitzen. Ihr Potential ψ_{IHP} wird dem Potential ψ_0 gleichgesetzt: $\psi_{IHP} = \psi_0$. Außerhalb der OHP beginnt

wieder die diffuse Doppelschicht. Die OHP bezeichnet nach wie vor die Ebene durch die Mitte der Zentren der Ionen, die sich mit ihrer Hydrathülle der Oberfläche nächst möglich nähern. Der Potentialverlauf kann Abb. 2.8 entnommen werden.

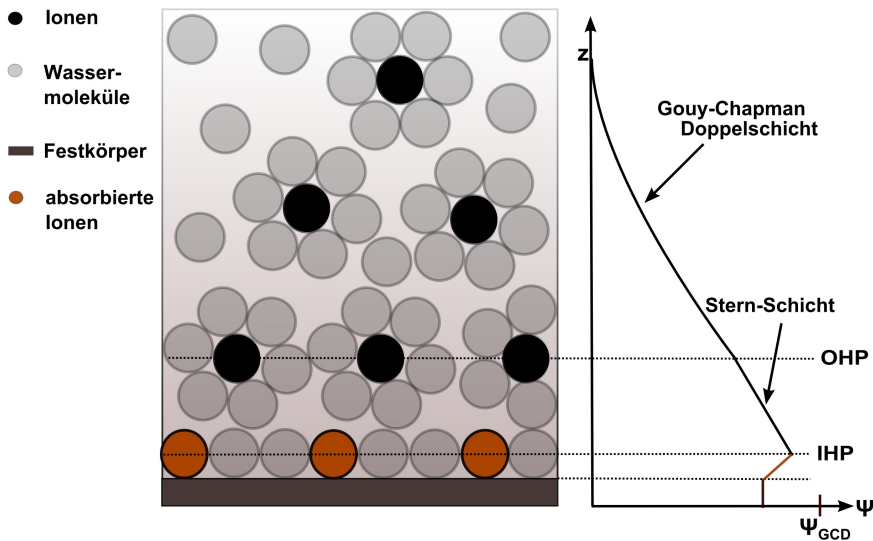


Abbildung 2.8

Potentialverlauf in der Gouy-Chapman-Stern-Graham Doppelschicht. Der linke Teil der Abbildung zeigt die Anordnung der Ionen in der Nähe der Festkörperoberfläche. Auf der Oberfläche sind einige Ionen adsorbiert. Dies ergibt die IHP. Dann folgt die OHP, die sich aus der Ausdehnung der Ionen und ihrer Hydrathüllen ergibt. Der rechte Teil der Abbildung zeigt den Verlauf des Potentials von der Festkörperoberfläche in den Elektrolyten hinein.

2.2.2 Das side-binding Modell

Wie am Ende des letzten Kapitels an Hand der auf der Festkörperoberfläche adsorbierten Ionen beschrieben, müssen zusätzlich zu der Doppelschicht auch chemische Reaktionen zwischen Bestandteilen des Elektrolyts und der Oberfläche betrachtet werden. Größere Ionen können sich wegen ihrer Ausdehnung und ihrer Hydrathülle, in der sie sich zusätzlich befinden, der Oberfläche jedoch nur bis auf die äußere Helmholtz Ebene (engl. outer Helmholtz plane) (OHP) nähern. Einzig die wesentlich kleineren H^+ -Ionen können sich der Oberfläche soweit nähern, dass chemische Reaktionen stattfinden können. Die gängigste Theorie zur

Beschreibung dieser Reaktionen ist das site-binding Modell von Yates und Healy^[124]. Dazu soll in diesem Kapitel ein Festkörper, dessen Oberfläche aus einem Oxid besteht, betrachtet werden. Im Fall der vorliegenden Doktorarbeit handelt es sich um eine Siliziumdioxid- (SiO_2) bzw. eine Aluminiumoxidoberfläche (Al_2O_3). Das Oxid hat am Rand des Festkörpers offene Bindungen, da die Bindungspartner des Bulkoxids fehlen. Bei Kontakt des Oxids mit einem Elektrolyten bilden sich an der Festkörperoberfläche daher Hydroxidionen (OH^-). Diese Hydroxidionen stellen amphoterische Bindungsmöglichkeiten dar, die Protonen aufnehmen oder auch abgeben können, siehe Abb. 2.9, bis sich die Oberfläche und der Elektrolyt im Gleichgewicht befinden. Das Gleichgewicht ist dabei abhängig vom pH-Wert des Elektrolyten. Entsprechend dem Gleichgewicht sind die Hydroxidgruppen unterschiedlich geladen, was zu einer Oberflächenladungsdichte σ_0 führt, die ebenfalls pH abhängig ist. Die Reaktionen zwischen den Hydroxidgruppen auf der Festkörperoberfläche und den Protonen im Elektrolyten werden durch die beiden folgenden Gleichgewichtsreaktionen beschrieben^{[120],[125],[114],[124]}



wobei A den fehlenden Teil des Festkörperoxids repräsentiert, z.B. Si im Fall von SiO_2 oder Al im Fall von Al_2O_3 . Der Index S bezeichnet die Protonen nahe der Festkörperoberfläche

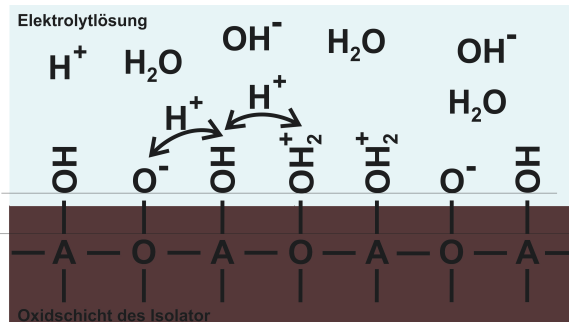


Abbildung 2.9

Die Abbildung zeigt die Hydroxidgruppen, die sich auf der Festkörperoberfläche bilden, wenn die Festkörperoberfläche mit einem Elektrolyten in Kontakt kommt. Die verschiedenen Protonenzustände der Hydroxidgruppen und ihre Reaktionen untereinander, um das Gleichgewicht entsprechend dem pH Wert einzustellen, sind dargestellt.

Mit Hilfe des Massenwirkungsgesetzes^[5] können dann die Dissoziationskonstanten der beiden Reaktionen K_a und K_b aufgestellt werden^{[120],[125]}

$$K_a = \frac{[\text{AOH}]a_{\text{H}^+}^S}{[\text{AOH}^+_2]} \quad (2.23)$$

$$K_b = \frac{[\text{AO}^-]a_{\text{H}^+}^S}{[\text{AOH}]} \quad (2.24)$$

wobei die Terme in eckigen Klammern für die Konzentration der entsprechenden Spezies stehen und $a_{\text{H}^+}^S$ die Aktivität der Protonen an der Festkörperoberfläche ist. Anstelle der Protonenkonzentration wird in den Gleichungen (2.23) und (2.24) die Aktivität $a_{\text{H}^+}^S$ der Protonen verwendet, da sich die Konzentration der Protonen nahe der Festkörperoberfläche von der Konzentration der Protonen im Bulk des Elektrolyten stark unterscheidet. Dieser Unterschied kommt durch die Oberflächenladungsdichte σ_0 zustande, die ein elektrostatisches Potential Ψ_0 verursacht, das in den Elektrolyten hinein abfällt. Der Zusammenhang der Protonenaktivität im Bulkelektrolyten und der Protonenaktivität des Elektrolyten nahe der Festkörperoberfläche ist gegeben durch^{[120],[114], [125]}

$$a_{\text{H}^+}^S = a_{\text{H}^+}^B \cdot e^{-\frac{e\Psi_0}{k_B T}} \quad (2.25)$$

wobei $a_{\text{H}^+}^B$ die Protonenkonzentration im Bulkelektrolyten ist, e bezeichnet die Elementarladung, Ψ_0 ist das Potential auf der Oberfläche, k_B ist die Boltzmannkonstante und T die Temperatur.

Eine thermodynamische Definition der beiden Dissoziationskonstanten K_a und K_b kann den Referenzen [[124]] und [[114]] entnommen werden.

Die Ladungsdichte σ_0 , die sich nach Ausbildung des Gleichgewichts der Reaktionen (2.21) und (2.22) auf der Oberfläche befindet, ist durch die Valenz der unterschiedlich protonierten Hydroxidgruppen und deren Konzentration gegeben^[125].

$$\sigma_0 = q \underbrace{([\text{AOH}^+_2] - [\text{AO}^-])}_{[\text{B}]} \quad (2.26)$$

Die Anzahl der Bindungsstellen, also die Anzahl der Hydroxidgruppen, ergibt sich durch Addition aller drei beteiligten Zustände der Hydroxidgruppen^{[120],[125]}

$$N_S = [\text{AOH}] + [\text{AOH}^+_2] + [\text{AO}^-] \quad (2.27)$$

Aus diesen Gleichungen kann eine explizite Darstellung der Ladungsdichte σ_0 in Abhängigkeit von den Dissoziationskonstanten und der Aktivität hergeleitet werden^[124].

$$\sigma_0 = qN_S \left(\frac{(a_{H^+}^S)^2 - K_a K_b}{K_a K_b + K_b a_{H^+}^S + (a_{H^+}^S)^2} \right) \quad (2.28)$$

Die Werte der Dissoziationskonstanten für verschiedene Oxide können der Tabelle Tab. (2.1) entnommen werden.

Oberfläche	pK _a	pK _b	N _S [cm ²]
SiO ₂	-2	6	5 · 10 ¹⁴
Al ₂ O ₃	6	10	8 · 10 ¹⁴
Gold	4,5	4,5	1 · 10 ⁸

Tabelle 2.1

Kommt eine Festkörperoberfläche mit einem Elektrolyten in Kontakt bilden sich an der Oberfläche Hydroxidgruppen. Die Tabelle zeigt die pK Werte einiger Materialien zur Protonierung der Hydroxidgruppen. Der pK Wert ergibt sich als $pK = -\log_{10}(K)$. Die Werte sind den Referenzen [125] und [126] entnommen.

Mit Hilfe der Gleichungen aus diesem und dem vorherigen Kapitel können nun einige Gleichungen aufgestellt werden, die das Detektionsvermögen der Festkörperoberfläche beschreiben, Unterschiede in der Protonenkonzentration und damit den pH-Wert zu detektieren. Das Vermögen der Festkörperoberfläche, Ladung auf Grund der Änderung der Protonenkonzentration nahe der Oberfläche zu speichern, wird durch die intrinsische Pufferkapazität β_{int} beschrieben^[124]

$$\beta_{int} = -\frac{\delta[B]}{\delta pH_S} = -\frac{1}{q} \frac{\delta \sigma_0}{\delta pH_S} \quad (2.29)$$

wobei [B] die Konzentration der geladenen Hydroxidgruppen aus Gleichung (2.26) ist und δpH_S die Änderung des pH-Werts nahe der Oberfläche bezeichnet. Zusammen mit der Gleichung (2.28) lässt sich β_{int} durch Differenzieren nach dem pH-Wert folgend schreiben^[124]

$$\beta_{int} = N_S \frac{K_b (a_{H^+}^S)^2 + 4K_a K_b a_{H^+}^S K_a K_b^2}{(K_a K_b + K_b a_{H^+}^S + (a_{H^+}^S)^2)^2} 2,3 a_{H^+}^S \quad (2.30)$$

Die in Gleichung (2.10) definierte differentielle Kapazität beschreibt die Möglichkeit der Elektrolytlösung, die gespeicherte Ladung auf Grund einer kleinen Änderung des elektrostatischen Potentials $\delta \Psi_0$ zu justieren. Wie im vorherigen Kapitel erläutert ist die im Elektrolyten gespeicherte Ladung die zur Oberflächenladung komplementäre Ladung der Doppel-

schicht. Aus den Gleichungen (2.10) und (2.29) kann somit die Änderung des Potentials Ψ_0 mit der Änderung des pH-Werts an der Festkörperoberfläche beschrieben werden^[124]

$$\frac{\delta\Psi_0}{\delta\text{pH}_S} = \frac{\delta\Psi_0}{\delta\sigma_0} \frac{\delta\sigma_0}{\delta\text{pH}_S} = -\frac{q\beta_{int}}{C_{diff}} \quad (2.31)$$

Durch Kombination dieser Gleichung und der Nernst-Gleichung $\text{pH}_S = \text{pH}_B + \frac{q\Psi_0}{2,3k_B T}$ lässt sich die Sensitivität des elektrostatischen Potentials gegenüber Änderungen des pH-Werts des Bulk-Elektrolyten beschreiben^[124]

$$\frac{\delta\Psi_0}{\delta\text{pH}_B} = -2,3 \frac{k_B T}{q} \alpha \quad (2.32)$$

mit

$$\alpha = \frac{1}{\frac{2,3k_B T C_{diff}}{q^2 \beta_{int}} + 1} \quad (2.33)$$

α ist eine dimensionslose Konstante, die die Sensitivität des Potentials gegenüber Änderungen des pH-Werts beschreibt. Sie kann Werte zwischen [0, 1] annehmen.

2.3 Der ionensensitive Feld-Effekt Transistor (ISFET) als Biosensor

Der ionensensitive Feld-Effekt Transistor (engl. ion-sensitive field-effect transistor (ISFET)) wurde 1970 von Bergveld et al. eingeführt^[69]. Mit den Grundlagen der vorangegangenen Kapitel 2.1 und 2.2 kann seine Funktionsweise beschrieben werden.

Der ISFET verhält sich im Grunde nicht anders als der im Kapitel 2.1 beschriebene MOSFET. Die Zustände der Energiebänder müssen für das Verständnis des ISFETs betrachtet werden und führen analog zur Darstellung in Kapitel 2.1 auf die Gleichungen (2.4), (2.5) und (2.7) zur Beschreibung des Source-Drain-Stroms I_{ds} , die hier noch ein Mal wiederholt sein sollen:

$$I_{ds} = \frac{W}{L} \mu_n C_{ox} \left((V_g - V_t) V_{ds} - \frac{1}{2} V_{ds}^2 \right)$$

$$I_{ds} = \frac{1}{2} \frac{W}{L} \mu_n C_{ox} \underbrace{(V_g - V_t)^2}_{V_{ds,sat}}$$

$$V_t = V_{FB} + 2\Psi_B + \frac{\sqrt{2\epsilon_S e N_A (2\Psi_B)}}{C_{ox}}$$

Ihre Form bleibt formal erhalten. Der Unterschied des ISFETs zum MOSFET besteht darin, dass der Gatekontakt nicht mehr direkt auf dem Gateoxid aufgebracht ist. Wie in Abb. (2.10) gezeigt, ist auf dem Gateoxid keine Metallschicht mehr aufgebracht. Ein Elektrolyt befindet sich in direktem Kontakt mit dem Gateoxid und formt das Gate. Die Gate-Spannung wird nun über eine Referenzelektrode angelegt, die in den Elektrolyten eingetaucht ist.

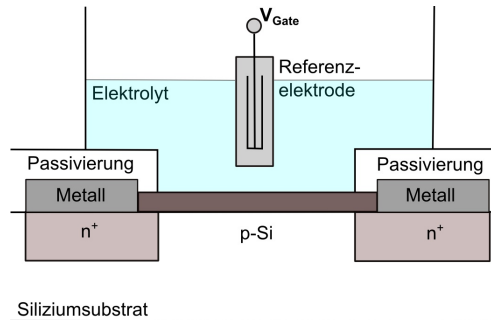
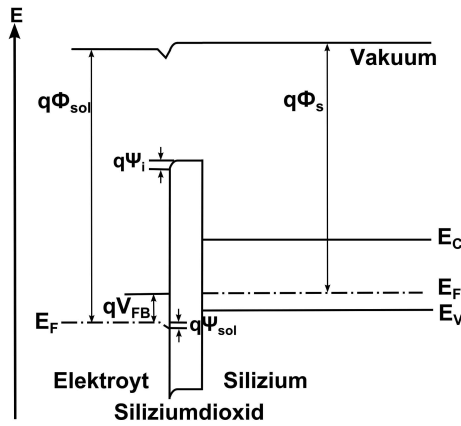


Abbildung 2.10

Schematischer Aufbau des ISFETs. Das Gate des ISFETs wird durch den Elektrolyten gebildet, in den eine Referenzelektrode eingetaucht ist.

Durch den Kontakt des Elektrolyten mit dem Gateoxid und der Referenzelektrode müssen zur genauen Beschreibung des ISFETs die in den Kapiteln 2.2.1 und 2.2.2 erläuterten Wechselwirkungen zwischen dem Elektrolyten und einem Festkörper berücksichtigt werden. Im Fall des ISFETs sind dies die Wechselwirkung des Elektrolyten mit dem Gateoxid und die Wechselwirkung des Elektrolyten mit der Referenzelektrode. Die durch diese Wechselwirkung verursachte Änderung des Source-Drain-Stroms lässt sich als Unterschied in der Schwellenspannung V_t beschreiben, die dadurch zu Stande kommt, dass die flat-band Spannung V_{FB} modifiziert werden muss, siehe Abb. 2.11. In der Abb. bezeichnet Φ_{sol} die Potentialdifferenz der Fermi-Energie des Elektrolyten zum Vakuumpotential, Ψ_i die Änderung des Potentials des Siliziumdioxids am Elektrolyt/Siliziumdioxid Interface, V_{FB} die flat-band-Spannung, Ψ_{sol} die Änderung der Fermi-Energie des Elektrolyten am Elektrolyt/Siliziumdioxid Interface und Φ_S die Potentialdifferenz der Fermi-Energie des Siliziums mit dem Vakuumlevel.

**Abbildung 2.11**

Das Energiebanddiagramm des ISFETs. Auf Grund der Wechselwirkung mit dem Elektrolyten sind die Potentiale Φ_{sol} und Ψ_{sol} zu berücksichtigen.

V_{FB} ergibt sich dann als^{[99],[125],[120],[114],[127],[128]}

$$V_{FB} = E_{ref} + \Phi_{sol} - \Phi_s + \Psi_i - \Psi_{sol} \quad (2.34)$$

Dabei ergeben $q\Phi_{sol}$ die Austrittsarbeit des Elektrolyten, $q\Phi_s$ die Austrittsarbeit des Siliziums, Ψ_i das Oberflächenpotential des Siliziumdioxids und Ψ_{sol} das Oberflächendipolpotential des Elektrolyten. Ψ_i entspricht dabei dem Potential Ψ_0 aus Kapitel 2.2.2, welches abhängig vom pH-Wert des Elektrolyten und der Doppelschicht des Festkörper/Elektrolyt Interfaces ist. Mit Ψ_i ändert sich auch V_{FB} in Abhängigkeit vom pH-Wert des Elektrolyten und der Doppelschicht. Mit V_{FB} werden V_t und I_{ds} davon abhängig. Wie sich in Kapitel 2.4 noch zeigen wird, kann die Doppelschicht auch von elektrisch aktiven Zellen, z.B. Neuronen, beeinflusst werden. Der zusätzliche Term Ψ_i ermöglicht es somit, den ISFET als Biosensor zu nutzen^{[99],[120],[70]}. Der Summand E_{ref} dient zur Beschreibung der Referenzelektrode, da auch das Interface des Elektrolyten mit der Referenzelektrode entsprechend den sich ausbildenden Potentialen berücksichtigt werden muss. Referenzelektroden sind aus der Elektrochemie wohl bekannt und gänzlich charakterisiert^[5]. Bei geeigneter Wahl der Referenzelektrode ist das Elektrodenpotential für eine gegebene Salzkonzentration des Elektrolyten konstant. In dieser Arbeit wird eine Silber/Silberchlorid (Ag/AgCl) Referenzelektrode verwendet, die bei einer KCl Konzentration von $C(KCl) = 0,1 \frac{\text{mol}}{\text{l}}$ und zugefügtem festem Silberchlorid gegenüber der Standardwasserstoffelektrode ein Potential von 0,28V hat. Eine detaillierte Beschreibung der Referenzelektrode kann den Referenzen [125], [120] und [114] entnommen werden.

Eine messbare Größe, wie gut sich der ISFET als Sensor nutzen lässt, ist durch die Transkonduktanz^[102]

$$g_m = \frac{\partial I_{ds}(V_g)}{\partial V_g} \quad (2.35)$$

gegeben. Dies ist der wichtigste Parameter zur Charakterisierung des ISFETs, da er messbar die Sensitivität des ISFETs beschreibt. Um g_m zu bestimmen, werden statt der Ausgangskennlinien des FETs, vgl. Abb. 2.4, seine Transferkennlinien dargestellt. g_m entspricht der Steigung des Stroms abhängig von der Gate-Spannung V_g , siehe Abb. 2.12.

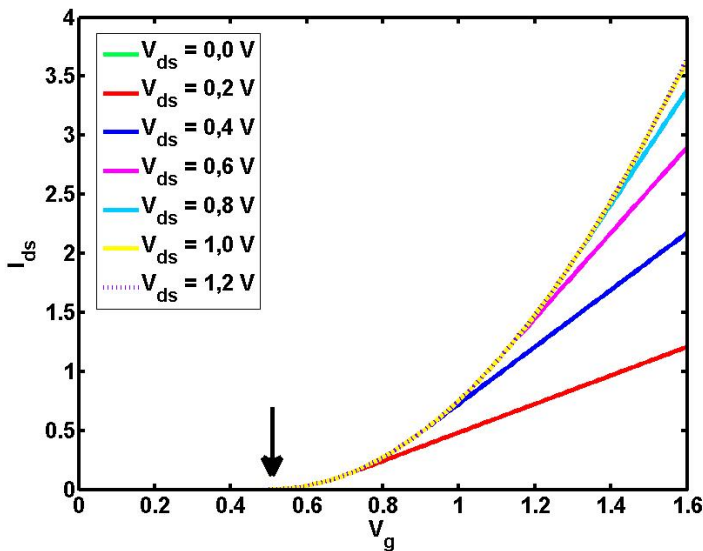


Abbildung 2.12

Darstellung der Transferkennlinien des ISFETs. Der quadratisch ansteigende Bereich der Kurven ist die Sättigungsregion, der linear ansteigende Bereich der Kurven ist die Triodenregion.

Typische Änderungen des Source-Drain-Stroms bei Änderungen des pH-Werts liegen bei $20 - 40 \frac{\text{mV}}{\text{pH}}$ ^[99].

2.4 Elektrophysiologie elektrisch aktiver Zellen

Nachdem in den vorangegangenen Kapiteln die physikalischen Grundlagen zum Verständnis dieser Arbeit gegeben wurden, werden in diesem Kapitel die Grundlagen der biologischen Aspekte der vorliegenden, interdisziplinären Doktorarbeit beschrieben. Der Fokus des Kapitels wird dabei auf der Elektrophysiologie elektrisch aktiver Zellen liegen, insbesondere auf der elektro-chemischen Signalübertragung einzelner Neuronen und in Neuronennetzwerken.

2.4.1 Die Zellmembran

Neuronen gehören zu den eukaryotischen Zellen. Eukaryotische Zellen sind aus verschiedenen, meist membranumgebenen Kompartimenten, den Organellen, aufgebaut^{[6],[129]}. Im Folgenden wird der Aufbau derjenigen Kompartimente eukaryotischer Zellen beschrieben, die für die elektro-chemische Signalausbreitung in Zellen von Bedeutung sind. Eine genaue Beschreibung aller Organellen und deren Funktion kann in der Literatur, z.B. der Referenz [6], nachgelesen werden.

Zellen sind von einer ca. 6 – 8 nm dicken Zellmembran umgeben^[130]. Diese trennt die intrazelluläre Umgebung, die als Cytosol bezeichnet wird, von der extrazellulären Umgebung. Da alle von der Zelle benötigten Nährstoffe durch die Zellmembran transportiert werden müssen, spielt sie eine zentrale Rolle für den Stoffwechsel der Zelle. Auch die elektro-chemische Signalausbreitung in Zellnetzwerken wird durch den Aufbau der Zellmembran bestimmt^{[6],[129]}, siehe Kap. 2.4.3.

Die Zellmembran besteht zum Großteil aus Lipiden, hauptsächlich Phospholipiden, die eine Lipid-Doppelschicht bilden, siehe Abb. 2.13. Phospholipide sind amphiphil, d.h. sie besitzen, wie in Abb. 2.13 (a) und (b) gezeigt, eine hydrophile Kopfgruppe und zwei hydrophobe Kohlenwasserstoffketten. Kommen mehrere Phospholipide mit Wasser in Kontakt, ordnen sie sich auf Grund ihres amphiphilen Charakters so an, dass die hydrophilen Kopfgruppen in Richtung des Wassers weisen und die hydrophoben Wasserstoffketten aufeinander zu zeigen, siehe Abb. 2.13 (c). Es entsteht die Lipid-Doppelschicht. Um auch die freiliegenden hydrophoben Wasserstoffketten der Lipide an den Rändern der Doppelschicht von den Wassermolekülen abzuschirmen, formt sich eine vollständig geschlossene Membran, vgl. Abb. 2.13 (d), das Liposom. Dabei liegen die Kopfgruppen der Lipide jeweils an der Außenseite bzw. der Innenseite der Kugel und schließen die Wasserstoffketten zwischen sich ein. Thermodynamisch erklärt sich diese Anordnung der Lipidmoleküle durch das Minimieren der freien Energie. Der Zusammenhalt der Lipidmoleküle beruht damit auf hydrophoben Wechselwirkungen, die viel schwächer sind als kovalente Bindungen^[131]. Daher ist die Zellmembran nicht starr, sondern bleibt flüssig. Durch Diffusion können sich somit die einzelnen

dargestellt^[132]. Zusätzlich zu den Lipiden können in die Zellmembran Kohlenhydrate eingebaut sein. Sie spielen bei der Zell-Zell-Erkennung eine wichtige Rolle^[6].

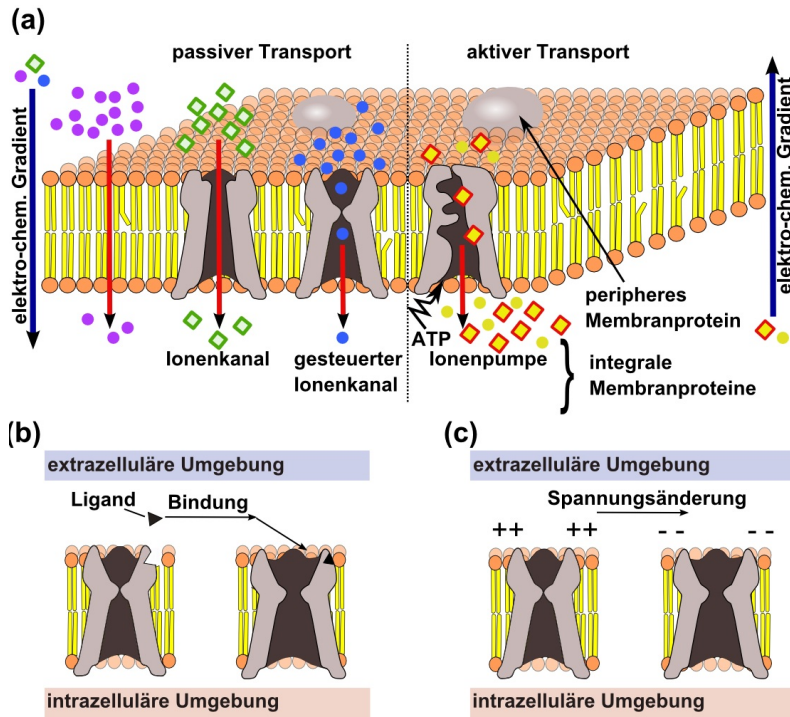
Ionenspezies	intrazelluläre Konzentration [$\frac{mmol}{l}$]	extrazelluläre Konzentration [$\frac{mmol}{l}$]
Na ⁺	15	150
K ⁺	150	5
Ca ²⁺	10 ⁻⁴	2
Cl ⁻	10	120
A ⁻	100	0

Tabelle 2.2
Extra- und intrazelluläre Ionenkonzentrationen, die für die elektro-chemische Signalausbreitung in Neuronen von Bedeutung sind.

2.4.2 Ionentransport durch die Zellmembran

Durch den Einbau von Proteinen in die Zellmembran kann die Zellmembran semipermeabel werden, d.h bestimmte Ionen können die Zellmembran, wie im Folgenden erläutert, einfacher passieren. Dabei werden die in die Zellmembran integrierten Proteine in zwei Klassen eingeteilt: Die peripheren Membranproteine und die integralen Membranproteine. Periphere Membranproteine liegen lose auf der Oberfläche der Zellmembran, können aber auch fest mit ihr verankert sein, Abb. 2.14 (a). Durch kovalente Modifikationen können einige der peripheren Membranproteine ligandengesteuerte Konformationsänderungen durchlaufen und dadurch von der Zellmembran in die wässrige Phase hinein und wieder zurück wechseln^[6]. Häufig stehen sie auch mit frei liegenden Teilen der integralen Proteine in Verbindung. Die integralen Membranproteine bestehen oft aus Proteinkomplexen und sind tief in den hydrophoben Kernbereich der Lipid-Doppelschicht integriert und können die gesamte Membran überspannen. In diesem Fall werden sie als Transmembranproteine bezeichnet^[6]. Die Semipermeabilität der Zellmembran für bestimmte Ionen oder polare Moleküle wird durch eine spezielle Art von Transmembranproteinen, den Transportproteinen, gewährleistet. Diese lassen sich wiederum in die Kanalproteine und die Carrierproteine unterteilen. Die Kanalproteine, kurz als Kanal bezeichnet, formen einen hydrophilen Kanal, der den Durchtritt einer hydrophilen Substanz durch die Zellmembran ermöglicht. Für die elektro-chemische Signalausbreitung in Neuronen, die in diesem Kapitel erläutert werden soll, sind insbesondere die Ionenkanäle für Natriumionen (Na⁺), Kaliumionen (K⁺) und Chloridionen (Cl⁻) zu betrachten. Die Ionenkanäle bilden eine Untergruppe der Kanalproteine und sind selektiv. Nur einer bestimmten Ionenspezies ist es möglich, ihren Ionenkanal zu durchqueren. Der Austausch der Ionen durch ihren Ionenkanal geschieht passiv auf Grund einer elektrochemischen Kraft, die als elektrochemisches Membranpotential bezeichnet wird^[6]. Das elek-

trochemische Membranpotential setzt sich aus zwei Komponenten zusammen. Erstens diffundieren die Ionen entlang des Konzentrationsgradienten, der durch die unterschiedlichen Ionenkonzentrationen im Cytoplasma und der extrazellulären Umgebung zu Stande kommt. Zweitens verursacht der Konzentrationsunterschied innerhalb und außerhalb der Zelle unterschiedliche elektrostatische Potentiale im Zellinneren und -äußeren, wodurch eine elektrostatische Kraft auf die Ionen wirkt. Für beide Vorgänge muss keine zusätzliche Energie zur Verfügung gestellt werden, weswegen der Durchgang der Ionen durch die Ionenkanäle als passiv bezeichnet wird. Weiterhin können Ionenkanäle einen Mechanismus zur Steuerung besitzen, durch den sie geöffnet und wieder geschlossen werden können. Dabei kann es sich um einen chemischen Steuerungsmechanismus (Bindung eines Liganden) oder um einen physikalischen Steuerungsmechanismus (elektrisches Potential, Verformung) handeln. Im Fall des chemischen Steuerungsmechanismus besitzt der Ionenkanal einen selektiven Rezeptor, an den ein Ligand binden kann. Ist ein Ligand an den Ionenkanal gebunden, findet eine konformative Änderung des den Ionenkanal bildenden Proteinkomplexes statt und der Ionenkanal öffnet bzw. schließt, siehe Abb. 2.14 (b). Hat der Ionenkanal einen physikalischen Steuerungsmechanismus, der vom elektrostatischen Potential abhängt, so findet die konformative Änderung des den Ionenkanal bildenden Transportproteins statt, sobald das Membranpotential eine gewisse Schwellenspannung erreicht^[6]. In Abb. 2.14 ist zur Demonstration ein spannungsgesteuerter Ionenkanal dargestellt, der öffnet, wenn sich das intrazelluläre und das extrazelluläre Potential invertieren. Durch den Steuerungsmechanismus der Ionenkanäle ergibt sich, dass der Durchfluss eines Ions durch die Zellmembran über die Zeit nicht konstant ist, sondern vom Öffnungs- oder Schließverhalten des Ionenkanals abhängt. Die Carrierproteine können Ionen und polare oder unpolare Moleküle aktiv gegen ein Konzentrationsgefälle transportieren. Die dazu nötige Energie wird durch Adenosintriphosphat (ATP) bereitgestellt. Das entscheidende Carrierprotein für die elektro-chemische Signalausbreitung ist die Natrium-Kalium Pumpe. Sie pumpt zyklisch Na^+ -Ionen aus der Zelle und K^+ -Ionen in die Zelle. Innerhalb eines Zyklus, für den ein ATP Molekül verbraucht wird, werden drei Na^+ -Ionen aus der Zelle und zwei K^+ -Ionen in die Zelle gepumpt^[130]. Durch das Verhalten der Transportproteine werden die in Tab. 2.2 aufgelisteten Ionenkonzentrationsunterschiede der intra- und extrazellulären Umgebung bestimmt und aufrecht erhalten.

**Abbildung 2.14**

- (a) Übersicht über periphere und integrale Membranproteine
 (b) Darstellung eines ligandengesteuerten Ionenkanals.
 (c) Darstellung eines spannungsgesteuerten Ionenkanals.

Durch die unterschiedlichen Ionenkonzentrationen unterscheidet sich das intrazelluläre Potential ϕ_{iz} von dem extrazellulären Potential ϕ_{ez} . Der Unterschied beider Potentiale wird als Membranpotential

$$v_M = \phi_{iz} - \phi_{ez} \quad (2.36)$$

bezeichnet. Konventionell wird das extrazelluläre Potential als Nullpunkt definiert. Dadurch ergibt sich das Ruhepotential der Zelle im Ruhezustand als

$$V_r = v_M(\text{Ruhezustand}) = \phi_{iz} - \phi_{ez} \quad \underbrace{\quad}_{\text{Konvention}} \quad \phi_{iz} \quad (2.37)$$

Für Neuronen liegt V_r zwischen -60mV und -70mV ^[130]. Um das durch unterschiedliche Ionenkonzentrationen verursachte Potential über eine Membran, die für diese Ionen per-

meabel ist, zu berechnen, wird die Nernst Gleichung verwendet^[130]

$$V_A = \frac{RT}{Fz} \ln \left(\frac{c_{iz}}{c_{ez}} \right) \quad (2.38)$$

wobei A die Ionenspezies, R die Gaskonstante, T die Temperatur, F die Faradaykonstante, z die Valenz der Ionenspezies, c_{ez} die extrazelluläre Ionenkonzentration und c_{iz} die intrazelluläre Ionenkonzentration ist. Für eine Zelle, die nur für eine Ionensorte permeabel ist, ist das Ruhepotential mit Hilfe der Nernst Gleichung berechenbar. Wie oben beschrieben, ist die Zellmembran von Neuronen komplexer. Sie ist semipermeabel für verschiedene Ionenspezies (Na^+ , K^+ , Cl^- , Ca^{2+}), wobei die Permeabilität für die einzelnen Ionensorten durch die Transportproteine und deren Zustand bestimmt wird. Um diesen Umstand zu berücksichtigen, ergibt sich das Membranpotential im Ruhezustand entsprechend der Goldman-Hodgkin-Katz Gleichung

$$V_m = \frac{RT}{Fz} \ln \left(\frac{P_{K^+} \cdot c_{K^+,iz} + P_{Na^+} \cdot c_{Na^+,iz} + P_{Cl^-} \cdot c_{Cl^-,ez}}{P_{K^+} \cdot c_{K^+,ez} + P_{Na^+} \cdot c_{Na^+,ez} + P_{Cl^-} \cdot c_{Cl^-,iz}} \right) \quad (2.39)$$

wobei P_A die Permeabilität der Zellmembran für die Ionenspezies A beschreibt. Typische Werte für das Verhältnis der Permeabilitäten $P_{K^+} : P_{Cl^-} : P_{Na^+}$ sind $20 : 5 : 1$ ^[132]. Gilt für eine Ionenspezies, z.B. P_{K^+} , dass $P_{K^+} \gg P_{Na^+}$ und $P_{K^+} \gg P_{Cl^-}$ ist, so reduziert sich die Goldman-Hodgkin-Katz Gleichung wieder auf die Nernst Gleichung.

2.4.3 Die elektro-chemische Signalausbreitung

Die elektro-chemische Signalausbreitung in Neuronen erfolgt über lokale Änderungen des Membranpotentials, was oberhalb einer bestimmten Schwelle als Aktionspotential (AP) bezeichnet wird. Das AP ist, wie im Folgenden erläutert, ein regenerativer elektrischer Puls, der sich entlang der Zellmembran ausbreitet.

Zu Beginn des APs wird das Membranpotential des Neurons zu positiven Werten hin verschoben, was als Depolarisation bezeichnet wird. Überschreitet die Depolarisation eine bestimmte Schwellspannung, öffnen unverzüglich die spannungsgesteuerten Natriumkanäle und Na^+ -Ionen diffundieren entsprechend dem Konzentrationsgradienten in die Zelle hinein, siehe Abb. 2.15. Das Neuron wird weiter depolarisiert, wodurch weitere Natriumkanäle öffnen. Das Membranpotential wird in Richtung des Gleichgewichtspotentials der Na^+ -Ionen verschoben. Die Depolarisation über die Schwellspannung hinaus führt weiterhin zum Öffnen spannungsgesteuerter Kaliumionenkanäle. Jedoch öffnen diese um einiges langsamer als die Natriumkanäle und reagieren damit verzögert. Das Öffnen der Kaliumionenkanäle führt zu einem Strom von K^+ -Ionen aus dem Neuron heraus. Während die Kaliumkanäle für mehrere Millisekunden geöffnet bleiben, schließen die Natriumkanäle

sehr schnell und können erst wieder öffnen, wenn das Ruhepotential wieder hergestellt ist. Die Natriumkanäle besitzen somit eine Refraktärzeit, durch die die Dynamik aufeinander folgender APs bestimmt ist. Der Kaliumausstrom führt dazu, dass das Membranpotential der Zelle in Richtung des Ruhepotentials zurück verschoben wird. Dies ist die Repolarisation. Da die Kaliumkanäle sehr langsam schließen, kann das Membranpotential über das Ruhepotential hinaus schießen, was als Hyperpolarisation bezeichnet wird. Sind auch die Kaliumkanäle wieder geschlossen, so wird die ursprüngliche Natrium- bzw. Kaliumkonzentration im Inneren und Äußeren der Zelle und damit auch das ursprünglich Ruhepotential durch die Natrium-Kalium-Pumpe wieder hergestellt. APs sind Alles-oder-Nichts Ereignisse. Wird die Schwellenspannung überschritten, so wird ein AP mit voller Amplitude ausgelöst. Abstufungen der Amplitude kommen nicht vor. Daher bleibt die Amplitude während der Ausbreitung eines APs die ganze Zeit über konstant.

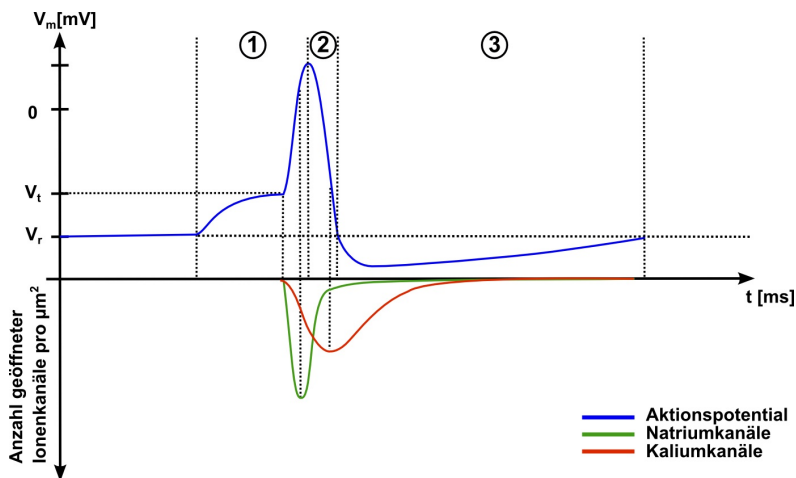


Abbildung 2.15

Zeitlicher Verlauf des Aktionspotentials und des Zustands der Ionenkanäle.

2.4.4 Die Signalausbreitung in Zellnetzwerken

Nachdem die elektro-chemische Signalausbreitung innerhalb eines Neurons an Hand der Ionenkanäle verdeutlicht wurde, soll im Folgenden noch die Informationsverarbeitung in Neuronennetzwerken erläutert werden. Die Informationsverarbeitung, z.B. des Gehirns und des Rückenmarks des Menschen, wird hauptsächlich von den Neuronen getragen. Die Neuronen bzw. Neuronennetzwerke müssen dazu Informationen aufnehmen, verarbeiten, spei-

chern und weiterleiten können^[129]. Um diese Funktionen auszuführen bilden sie Netzwerke aus, die im Fall des menschlichen Zentralnervensystems aus bis zu 10^{10} einzelnen Neuronen bestehen können^[133].

Ein einzelnes Neuron wird aus drei Teilen gebildet, die unterschiedliche Aufgaben erfüllen^[6], siehe Abb. 2.16. Das Soma, welches einen Durchmesser von $10\ \mu\text{m} - 100\ \mu\text{m}$ hat, ist für die Signalverarbeitung zuständig. Die Weiterleitung des Signals erfolgt durch das Axon zu den Axonterminalen. Die Länge des Axons kann zwischen $100\ \mu\text{m} - 1\text{m}$ liegen. Die Dendriten sind für die Signalaufnahme zuständig. Jedes Neuron hat nur ein Axon, kann aber mehrere Dendriten haben. Die Signalausbreitung innerhalb eines Neurons, also den Dendriten, dem Soma und dem Axon, erfolgt mittels der oben beschriebenen elektro-chemischen Signalausbreitung eines APs. Erreicht ein Signal einen Dendriten, so wird dort lokal ein AP ausgelöst. Die Depolarisation der Zellmembran und damit das AP breitet sich entlang des Dendriten zum Soma aus, wird dort verarbeitet und wird auf die gleiche Weise über das Axon zu den Axonterminalen geleitet, wo das Signal wieder an die Dendriten des nächsten Neurons weitergegeben wird.

Der Signalausbreitung zwischen Axonterminal und Dendrit liegt häufig ein weiterer, rein chemischer Signalübertragungsprozess zu Grunde, siehe Abb. 2.16. Dabei wird das Neuron, an dessen Axonterminalen das AP endet, als präsynaptische Zelle und das Neuron, dessen Dendriten das Signal aufnehmen soll, als postsynaptische Zelle bezeichnet. Die Kontaktstelle zwischen den Axonterminalen und den Dendriten wird als Synapse bezeichnet. Getrennt sind beide durch einen $20 - 40\text{nm}$ breiten synaptischen Spalt^{[130],[132]}. Dendriten können bis zu 10^4 Synapsen aufweisen^[6].

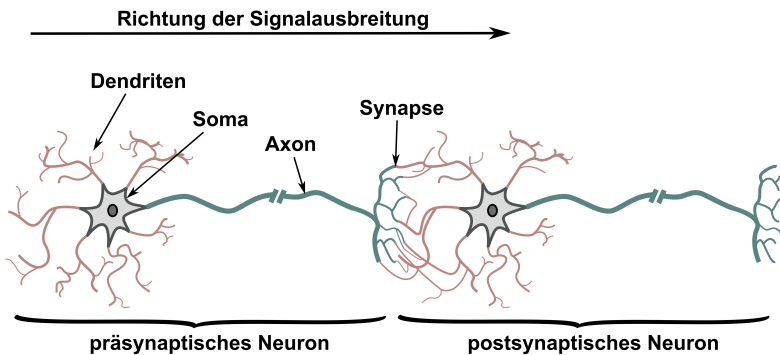
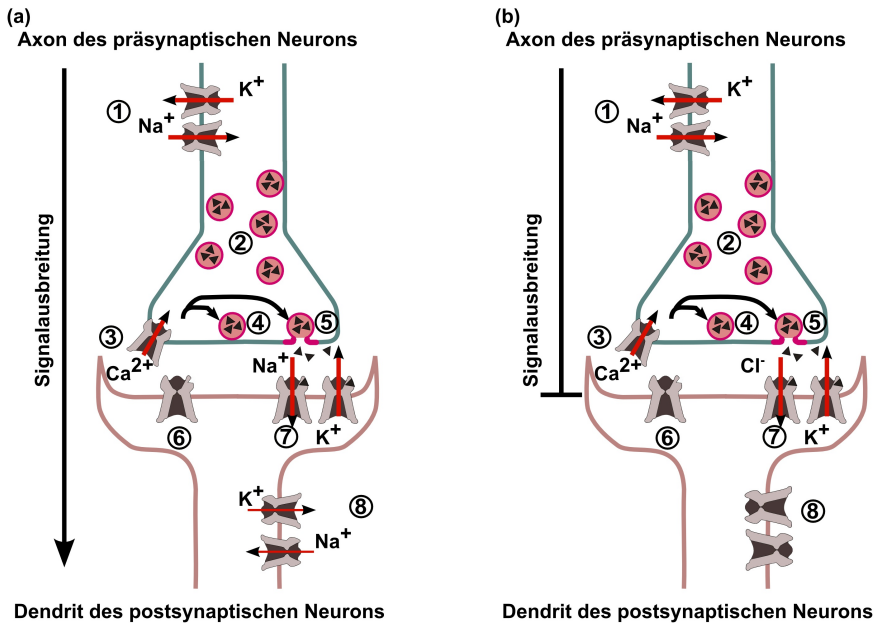


Abbildung 2.16

Schematische Darstellung zweier miteinander verbundener Neuronen.

In den Axonterminalen befinden sich Vesikel, die einen sauren Elektrolyten enthalten, siehe (2) in Abb. 2.17 (a) und (b). In diesem Elektrolyten sind Neurotransmitter, z.B. Dopamin^{Ref},

enthalten, über die die Signalübertragung vom Axonterminal der präsynaptischen Zelle zum Dendrit der postsynaptischen Zelle erfolgt. Der Elektrolyt des Vesikels ist sehr sauer. Erreicht ein AP die Synapse (1), führt die Depolarisation der Zellmembran zum Öffnen spannungsgesteuerter Calciumkanäle und Ca^{2+} -Ionen können in die synaptische Endigung der präsynaptischen Zelle eindringen (3). Dadurch verschmelzen die Vesikel mit der Zellmembran und können ihren Neurotransmitter in den synaptischen Spalt freigegeben (4 und 5). Durch Diffusion durch den synaptischen Spalt erreicht der Neurotransmitter die Zellmembran der postsynaptischen Zelle. In die Membran der postsynaptischen Zelle sind ligandengesteuerte Ionenkanäle integriert, an die der Neurotransmitter binden kann (7). Handelt es sich bei dem Ionenkanal um einen Kanaltyp, der K^+ -Ionen und Na^+ -Ionen passieren lässt, führt dies zur Depolarisation des Neurons. Eine solche Potentialänderung des postsynaptischen Neurons wird als exzitatorisches postsynaptisches Potential (EPSP) bezeichnet, siehe Abb. 2.17 (a)(7). EPSPs sind im Gegensatz zu APs graduiert. Ihre Amplitude hängt von vielen verschiedenen Faktoren, unter anderem der Menge des Neurotransmitters im synaptischen Spalt, ab. Außerdem nimmt seine Amplitude während der Ausbreitung entlang der Zellmembran ab. Daher reicht ein einzelnes EPSP nicht aus, um die Schwellenspannung zum Auslösen eines APs zu erreichen. Erst wenn mehrere EPSP zusammenfallen und sich summieren reicht ihre Depolarisation der Zellmembran aus, um ein AP zu starten, dass sich wieder entlang des Dendriten ausbreitet (a)(8). Diese Addition der EPSPs kann zum Einen durch ein zweites EPSP zu Stande kommen, dass am postsynaptischen Neuron eintrifft noch bevor das vorherige EPSP abgeklungen und das Neuron wieder in den Ruhezustand zurückgekehrt ist. Dieser Fall wird als zeitliche Summation bezeichnet. Zum Anderen können sich die EPSPs mehrerer Synapsen eines postsynaptischen Neurons, die zeitgleich ein Signal erhalten haben, addieren. Dieser Fall wird als räumliche Summation bezeichnet. Lässt der ligandengesteuerte Ionenkanal des präsynaptischen Neurons selektiv nur K^+ -Ionen oder Cl^- -Ionen passieren, wird das Neuron hyperpolarisiert, siehe Abb. 2.17 (b)(7). Damit entfernt sich das Membranpotential vom Schwellpotential des APs und es bildet sich kein AP aus (b)(8). Dieser Fall wird als inhibitorisches postsynaptisches Potential (IPSP) bezeichnet. Nach einem EPSP oder IPSP wird der Neurotransmitter schnell aus der synaptischen Spalte entfernt. Genauer zur Wiederaufnahme des Neurotransmitters kann der Literatur entnommen werden, z.B. der Referenz [6].

**Abbildung 2.17**

Signalübertragung in der synaptischen Spalte.

(a) exzitatorisch (b) inhibitorisch

Doch nicht bei allen Zellen funktioniert die Zell-Zell Kommunikation auf die oben beschriebene Weise. In Herzmuskelzellen z.B. kommt ein anderer Mechanismus zur Übertragung der elektrischen Signale von einer Zelle zur Nächsten zum Einsatz, der im Folgenden beschrieben wird: Die elektrischen Synapsen^[134].

Wie in Kap. 2.4.2 beschrieben, können Ionenkanäle mit bestimmten Eigenschaften in die Zellmembran integriert sein. Eine weitere Sorte solcher Ionenkanäle sind Gap Junctions. Diese besitzen die Fähigkeit, sich mit einer Gap Junction einer zweiten Zelle zu verbinden, wodurch das Cytosol beider Zellen in direktem Kontakt steht. Der Abstand beider Zellen beträgt nur noch 2 nm^[134]. Durch diese direkte Verbindung können Moleküle oder Ionen aus einer Zelle in die Andere diffundieren, was dazu führt, dass beide Zellen sowohl elektrisch als auch metabolisch gekoppelt sind. Gap Junctions haben einen Durchmesser, der den Durchgang von Molekülen und Ionen mit einem Gewicht von bis zu 500 Da erlaubt, sind aber nicht selektiv gegenüber bestimmten Ionensorten^[134]. Weiterhin wird der Durchmesser durch die Konzentration der vorhandenen Ca²⁺ und H⁺ Ionen bestimmt. Je höher diese ist, desto kleiner wird der Durchmesser und damit die elektrische Kopplung. Sind die Gap Junctions an

der elektrischen Signalübertragung zwischen Zellen beteiligt, werden sie als elektrische Synapsen bezeichnet.

2.4.5 Das elektrische Ersatzschaltbild der Zellmembran

Um das elektrische Verhalten der Zellmembran genauer zu beschreiben, haben Hodgkin und Huxley 1952 ein elektrisches Ersatzschaltbild entwickelt. Abb. 2.18 zeigt den Aufbau des Hodgkin-Huxley Elements. Wie oben beschrieben, ist die Zellmembran, bestehend aus den Lipiden, nicht permeabel für Ionen. Sie kann daher als Kapazität C_M dargestellt werden. Die Ionenkanäle, die selektiv einen Ionenstrom durch die Zellmembran ermöglichen, werden als Spannungsquelle mit einem Widerstand R_A bzw. seiner Leitfähigkeit G_A simuliert. A steht für die verschiedenen an der elektro-chemischen Signalausbreitung beteiligten Ionenspezies. Dabei entsprechen die Potentiale der Spannungsquelle den Gleichgewichtspotentialen V_A^0 des Neurons, die sich entsprechend der Nernst-Gleichung ergeben. Da die Durchlässigkeit der Kanäle für die Ionen nicht konstant, sondern gesteuert ist, werden die Widerstände R_{K^+} und R_{Na^+} , die die gesteuerten Kanäle darstellen, als variable Widerstände eingeführt. G_L bzw. R_L bezeichnen alle anderen Ionenkanäle, durch die andere Ionenspezies fließen können und die als Leckströme berücksichtigt werden müssen. Die Natrium-Kalium Pumpe ist als Stromquelle i_{K^+} gegeben.

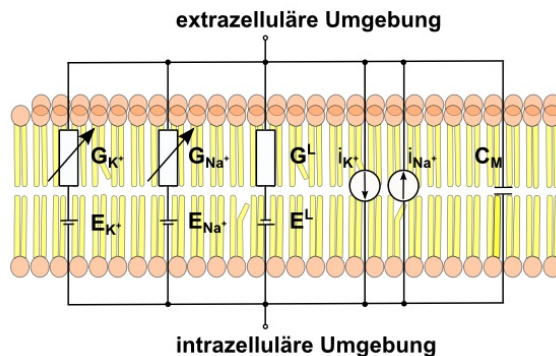


Abbildung 2.18

Darstellung des Ersatzschaltbilds der Zellmembran. Die Ionenkanäle werden durch Widerstände und Spannungsquellen dargestellt.

Typischerweise werden die Membrankapazität C_M und die Membranleitfähigkeiten G_M normiert auf die Fläche A_M der Membran angegeben.

$$c_M = \frac{C_M}{A_M} \quad (2.40)$$

$$g_M^A = \frac{G_M^A}{A_M} \quad (2.41)$$

Die gesamte Leitfähigkeit der Zellmembran ergibt sich dann als

$$g_M = \sum_A g_M^A \quad (2.42)$$

Eine künstliche Lipidmembran ist mit $g_{Lipidmembran} = 10 \frac{\text{nS}}{\text{cm}^2}$ ein sehr guter Isolator^[132]. Natürliche Zellmembranen, die auch Ionenkanäle enthalten, haben eine spezifische Leitfähigkeit^[132] von $g_M = 0.1 - 1 \frac{\text{S}}{\text{cm}^2}$. Die spezifische Kapazität einer natürlichen Zellmembran^[132] liegt bei $c_M = 1 \frac{\mu\text{F}}{\text{cm}^2}$.

3 Material und Methoden

In diesem Kapitel werden die verwendeten Materialien und Methoden zur Herstellung der NRFETs und zur Durchführung der einzelnen Versuche erläutert.

3.1 Der Herstellungsprozess der NRFETs

Alle Materialien und Methoden, die zur Herstellung der NRFETs verwendet wurden, werden in diesem Kapitel aufgeführt. Das Design der NRFETs erfolgte mit Hilfe der Software CleWin. Alle Prozessschritte wurden in einem Klasse 100 Reinraum durchgeführt.

Die Grundlage für die Herstellung der Chips waren silicon-on-insulator (SOI) Wafer (SOI-TEC S.A., Bernin, Frankreich), deren Eigenschaften in Tab. 3.1 aufgeführt sind. SOI Wafer bestehen aus einer Bulksiliziumschicht, auf der eine Isolatorschicht aus Siliziumdioxid aufgebracht ist, die als buried oxide (BOX) bezeichnet wird. Auf dem BOX wiederum befindet sich eine weitere Siliziumschicht, der Device Layer. Während das Bulksilizium hauptsächlich der mechanischen Stabilität dient, werden aus dem Device Layer die Strukturen zur Realisierung der elektrischen Bauelemente gefertigt. Durch den Aufbau der SOI Wafer können die Siliziumstrukturen im Device Layer durch verschiedene Ätztechniken hergestellt werden (Top-Down Prozess)^{[135],[136], [137], [138], Linros}. Weitere Details zur Herstellung von SOI Wafern können der Literatur, z.B. [139], entnommen werden.

Wafer mit den in Tab. 3.1 aufgeführten Spezifikationen wurden bereits in anderen Doktorarbeiten an unserem Institut zur Herstellung von Silizium Nanowires verwendet^{[140],[46]}, so dass ein Vergleich der NRFETs dieser Arbeit mit den Nanowires auf gleichen Ausgangsmaterialien gezogen werden kann. Außerdem handelt es sich bei diesen Wafern um die größtmöglichen Wafer, die in unseren Reinraumanlagen prozessiert werden konnten, die aber auch die dünnst mögliche Dicke des Device Layers aufwiesen.

Herstellung des Device Layers	keine Oberflächendefekte (COP)
Si-Orientierung des Device Layers	(100)
Dicke des Device Layers	340 nm ± 10 %
Dotierung des Device Layers	p-dotiert (Bor)
Spezifischer Widerstand des DeviceLayer	14 – 22 Ωcm
Dicke des BOX	400 nm
Wachstumsmethode des Bulksiliziums	Czochralski Verfahren
Dicke des Bulksiliziums	525 ± 15 μm
Dotierung des Bulksiliziums	p-dotiert (Bor)
spezifischer Widerstand des Bulksiliziums	14 – 22 Ωcm
Durchmeser des Wafers	100 mm
Herstellungsmethode	Smart Cut

Tabelle 3.1
Eigenschaften der verwendeten SOI Wafer.

3.1.1 Thermische Oxidation

Die thermische Oxidation von Silizium wurde an verschiedenen Stellen der Herstellung der NRFETs verwendet.

Dabei lassen sich zwei verschiedene Prozesse unterscheiden: Die thermische Trockenoxidation und die thermische Nassoxidation. Beiden gemeinsam ist, dass das SiO₂ nicht zusätzlich aufgebracht, sondern unter Verbrauch des vorhandenen Si angewachsen wird, d.h. Si wird oxidiert und in SiO₂ umgewandelt. Das Verhältnis der SiO₂ Schicht zum verbrauchten Si beträgt 2,27. Damit wächst die SiO₂ Schicht zu 45 % in die Siliziumschicht hinein.

Um die Oxidation technisch zu realisieren, werden die Siliziumwafer langsam über eine Halterung in ein Quarzrohr geführt, siehe Abb. 3.1. Das Quarzrohr ist äußerst hitzebeständig und die Temperatur innerhalb des Rohrs kann durch viele, einzeln steuerbare Heizwinden am Rand des Quarzrohrs auf einer Länge von ca. 1 m auf ca. 0,5 °C genau kontrolliert werden.

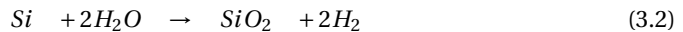
Im Fall der thermischen Trockenoxidation liegen die Temperaturen bei 800 – 1200 °C. Weiterhin wird reiner Sauerstoff (O₂) in das Quarzrohr geleitet. Die SiO₂ Schicht entsteht durch die chemische Reaktion



Sobald sich der erste Monolayer SiO₂ auf der Siliziumoberfläche gebildet hat, hängt die Wachstumsgeschwindigkeit nicht mehr von der Reaktionsgeschwindigkeit, sondern von der Diffusionsgeschwindigkeit der O₂ Moleküle durch die Oxidschicht zum Silizium ab. Außerdem hängt die Wachstumsgeschwindigkeit von der Kristallrichtung des Siliziums ab, wobei die

Oxidation von (111) Si schneller verläuft als die von (100) Si. Die sich bildende SiO_2 Schicht hat eine amorphe Kristallstruktur. Abhängig von der Qualität der Schicht sind nicht alle Si Atome in der SiO_2 Schicht vollständig gebunden. Die genauen Eigenschaften der SiO_2 Schicht hängen stark von den Prozessbedingungen ab. Vorteile der thermischen Trockenoxidation sind die hohe Dichte und hohe Durchbruchspannung des Oxids. Auf Grund der hohen Durchbruchspannung werden trocken-thermische Oxide z.B. als Gateoxide eingesetzt. In diesem Fall spielen dann die elektrischen Eigenschaften des Oxids eine große Rolle, da z.B. die eingebundenen, positiv geladenen O-Atome die Schwellspannung der Transistoren beeinflussen. Der Nachteil der thermischen Trockenoxidation ist das relativ langsame Wachstum von $20 - 100 \frac{\text{nm}}{\text{h}}$.

Für die thermische Nassoxidation wird der Sauerstoff durch einen mit Wasser gefüllten Bubblerbehälter geleitet. Dadurch wird Wasserdampf mit in das Quarzrohr eingeleitet. Die chemische Formel zur Oxidation lautet dann



Die verwendeten Temperaturen liegen im Bereich von $900 - 1000^\circ\text{C}$. Der Vorteil der thermischen Nassoxidation sind höhere Wachstumsraten von $100 - 600 \frac{\text{nm}}{\text{h}}$.

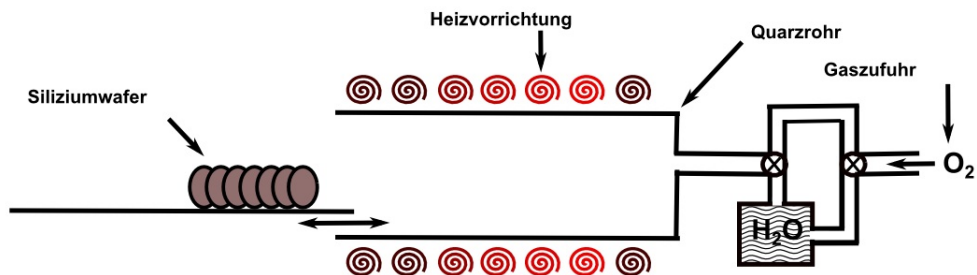


Abbildung 3.1
Skizze eines Oxidationsofens.

Beschreibung der verwendeten Prozessparameter

Für die verschiedenen zur Herstellung der NRFETs durchgeführten Oxidationen wurden mehrere Oxidationsprogramme verwendet, die in Tab. 3.2 aufgeführt sind.

Prozessschritt	nass/trocken	Temperatur	Zeit
Ausdünnen	nass	1100 °C	unterschiedlich
Ausdünnen	trocken	1000 °C	unterschiedlich
Schutzoxid	trocken	900 °C	30 min
Gateoxid	trocken	820 °C	10 min

Tabelle 3.2

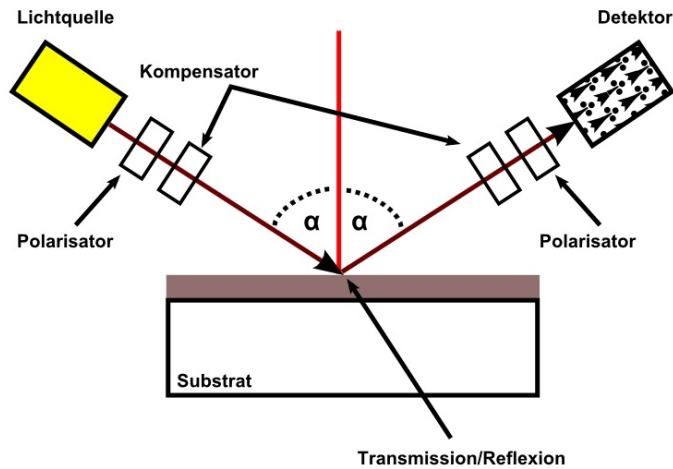
Verwendete Prozessparameter für die Oxidationen.

3.1.2 Ellipsometrie

Zur Kontrolle der Schichtdicken während des Herstellungsprozesses, insbesondere nach thermischen Oxidationen, wurde die Ellipsometrie eingesetzt. Ellipsometrie bezeichnet die Messung von Schichtdicke, Permittivität und Brechungsindex dünner Schichten an Hand der Polarisation von transmittiertem und reflektiertem Licht.

Dazu wird Licht definierter Wellenlänge polarisiert und auf das zu untersuchende Substrat geschickt. Dort wird das Licht abhängig von den verwendeten Materialien und dessen Dicke reflektiert, transmittiert oder absorbiert. Der reflektierte Lichtstrahl wird durch einen weiteren Polarisator geschickt und dann detektiert. Zusätzlich können die Lichtstrahlen durch die Kompensatoren weiter geformt werden.

An Hand der Fresnel'schen Gesetze, die in der Literatur, z.B. [[141]], nachgeschlagen werden können, können die Permittivität, der Brechungsindex und die Schichtdicke berechnet werden. Dazu wird ein Modell, dass dem Schichtsystem entspricht, an die Messdaten angepasst.

**Abbildung 3.2***Skizze einer Ellipsometermessung.*

3.1.3 Optische Lithographie (Photolithographie)

Die optische Lithographie war in dieser Arbeit die zentrale Methode zur Strukturierung und Definition aller Prozessschritte. Durch diesen Schritt konnten Ätzungen, Metalldositionen und Implantationen an vordefinierten Bereichen des Wafers durchgeführt werden.

Für die Lithographie muss der Wafer zunächst gründlich gereinigt werden, damit sich keine Partikel auf der Oberfläche befinden, Abb. 3.3 (a). Diese würden sonst zu Defekten im Fotolack führen. Weiterhin kann der Wafer ausgebacken werden um seine Oberfläche hydrophob zu machen (Pre-Bake), d.h. um alle Hydroxidgruppen (OH^-) auf der Oberfläche zu entfernen. Alternativ kann ein Haftvermittler, meist Hexamethyldisilazan (HMDS), auf den Wafer aufgedampft werden. Das HMDS spaltet sich in Trimethylsiliziumgruppen $\text{Si}(\text{CH}_3)_3$ auf und unter der Bildung von Ammoniak (NH_3) wird der Wasserstoff (H^+ der OH^- -Gruppen) von der Oberfläche entfernt. Im nächsten Schritt wird der Fotolack auf den Wafer aufgeschleudert, Abb. 3.3 (b). Beim Photolack handelt es sich um ein strahlungsempfindliches Polymer, das durch enthaltenes Wasser oder Lösemittel flüssig, viskos ist. Durch geeignete Wahl der Drehzahl während des Aufschleuderns kann die Dicke des Lacks bestimmt werden. Anschließend wird der Wafer erneut ausgebacken (Soft-Bake). In diesem Schritt desorbieren Teile des Wassers oder Lösemittels, wodurch der Lack ausgehärtet wird. Für die folgende Belichtung, Abb. 3.3 (c), werden die Maske mit den zu übertragenden Strukturen und der Wafer mit dem Fotolack genau auf einander justiert. Dazu dienen Justiermarken, die aus den vorherigen

Prozessschritten bereits auf dem Wafer vorhanden waren und daher in der Designphase beachtet werden mussten. In den belichteten Bereichen des Lacks findet ein photochemischer Prozess statt, Abb. 3.3 (d). Hier sind zwei grundsätzlich verschiedene Arten von Lacken zu unterscheiden: Der Positivlack und der Negativlack. Bei einem Positivlack werden die bestrahlten Polymerketten wasser- bzw. lösemittel löslich. Im Fall des Negativlacks werden sie unlöslich. Die maximal erreichbare Auflösung der Belichtung wird durch die Wellenlänge der verwendeten Strahlung und den Kontakt zwischen Maske und Wafer bestimmt. Weiterhin sind die Intensität und die Zeit der Belichtung genau zu kontrollieren, da es sonst zur Über- bzw. Unterbelichtung kommen kann. Nach der Belichtung kann, abhängig vom Lack, ein Post-Exposure-Bake folgen. Danach folgt die Entwicklung. Der Wafer wird in ein Lösemittel getaucht, wodurch die gelösten Polymerketten und damit der Lack entfernt werden. Bei einem Positivlack bedeutet das, die belichteten Bereiche werden entfernt, während die unbelichteten Bereiche stehen bleiben, Abb. 3.3 (f). Der Negativlack verhält sich genau umgekehrt, Abb. 3.3 (e).

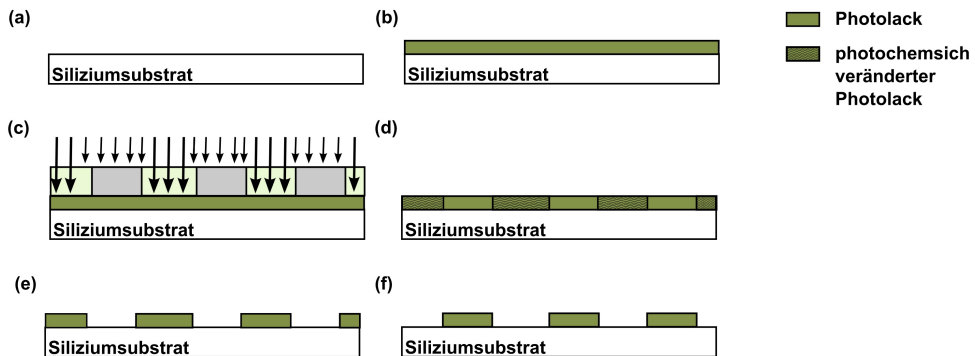


Abbildung 3.3

Prozessschritte der Photolithographie.

(a) Basissubstrat.

(b) Basissubstrat mit aufgeschleudertem Photolack.

(c) Belichtung des Photolack durch die Maske.

(d) Durch die Belichtung photochemisch veränderte Bereiche des Photolacks.

(e) Negativlack nach der Entwicklung.

(f) Positivlack nach der Entwicklung.

Beschreibung der verwendeten Prozessparameter

Für den Herstellungsprozess der NRFETs in dieser Arbeit wurden vier verschiedene Lacke verwendet: AZ 5214, AZ nLOF 2070, LOR 3B und SU-8 2 (alle von MicroChemicals GmbH, Ulm, Deutschland). Beim AZ 5214 handelt es sich um einen Flusssäure (HF) stabilen Positivlack, der AZ nlof ist ein Negativlack, der LOR 3B ein nicht photosensitiver Lack für Lift-Off Prozesse und der SU-8 2 ein Negativlack, der sehr Dicke Schichten ermöglicht und daher als Passivierung genutzt werden kann. Tab. 3.3 zeigt die verwendeten Prozessparameter.

Prozess-schritt	AZ5214	AZ nlof	LOR 3B	SU-8 2
Prebake	$T = 180^{\circ}\text{C}$ $t = 10 \text{ min}$	$T = 180^{\circ}\text{C}$ $t = 5 \text{ min}$	$T = 180^{\circ}\text{C}$ $t = 5 \text{ min}$	180°C $t = 20 \text{ min}$
Auf-schleudern	4000rpm	3000rpm	3000rpm	3000rpm
Softbake	$T = 90^{\circ}\text{C}$ $t = 5 \text{ min}$	$T = 135^{\circ}\text{C}$ $t = 95 \text{ s}$	$T = 180^{\circ}\text{C}$ $t = 5 \text{ min}$	$T = 65^{\circ}\text{C}$ $t = 1 \text{ min}$ $T = 65 \rightarrow 95^{\circ}\text{C}$ $t = 3 \text{ min}$ $T = 95^{\circ}\text{C}$ $t = 1 \text{ min}$
Belichtungs-zeit	$t = 4 \text{ s}$	$t = 2,6 \text{ s}$	---	$t = 4 \text{ s}$
Post-Exposure-Bake	---	$T = 135^{\circ}\text{C}$ $t = 95 \text{ s}$	$(T = 135^{\circ}\text{C})$ $(t = 95 \text{ s})$	$T = 65^{\circ}\text{C}$ $t = 1 \text{ min}$ $T = 65 \rightarrow 95^{\circ}\text{C}$ $t = 3 \text{ min}$ $T = 95^{\circ}\text{C}$ $t = 1 \text{ min}$
Entwicklungs-zeit	$t = 60 \text{ s}$ in AZ MIF 326	$t = 70 \text{ s}$ in AZ MIF 326	$t = 70 \text{ s}$ in AZ MIF 326	$t = 60 \text{ s}$ in mr-Dev 600
Hard-Bake	opt. $T = 115^{\circ}\text{C}$ $t = 15 \text{ min}$	---	---	$T = 180^{\circ}\text{C}$ $t = 2 \text{ h}$
Lift-Off	---	D.M.S.O., Aceton	D.M.S.O., Aceton	---

Tabelle 3.3

Verwendete Prozessparameter der Photolacke.

Zur Belichtung wurde ein Süss MA6 (Süss MicroTech, Garching, Deutschland) mit einer Quecksilberdampfampe verwendet. Die Wellenlänge lag im Bereich von 280 – 350 nm mit einer Hauptwellenlänge von 320 nm. Die Leistung betrug 350 W. Die verwendeten Entwickler und Lösemittel waren AZ MIF 326 (MicroChemicals GmbH, Ulm, Deutschland) und mr-Dev 600 (MicroChemicals GmbH, Ulm, Deutschland). Für den Lift-Off wurde D.M.S.O. (MicroChemicals GmbH, Ulm, Deutschland) verwendet.

3.1.4 Ätztechniken

Für die Top-Down Fabrikation der NRFETs wurden verschiedene Ätztechniken eingesetzt. Dabei handelte es sich sowohl um nass-chemische Ätzverfahren als auch um Plasmaätzungen (engl. RIE).

Nass-chemisches Ätzen

Die beiden zur Herstellung und Charakterisierung eingesetzten nass-chemischen Ätzverfahren waren Ätzungen in HF (Technic France, Frankreich) und der Wright-Etch.

Ätzungen mit HF wurden an mehreren Schritten des Reinraumprozesses verwendet, um SiO_2 zu ätzen, siehe Kap. 4.1.1. Dabei wurde 90%ige Flußsäure (HF) auf 10 % bzw. 1 % verdünnt. Die Ätzzeit für den jeweiligen Prozessschritt wurde für jede Ätzung an Hand von Testwafern bestimmt. Weiterhin wurde für einige Prozessschritte die gepufferte HF AF91 oder AF785 (Technic France, Frankreich) verwendet.

Die immer wieder erforderliche Reinigung der Wafer wurde unter anderem in Piranha (Peroxomonschwefelsäure) durchgeführt. Dazu wurden Wasserstoffperoxid (H_2O_2) (Technic France, Frankreich) und konzentrierte Schwefelsäure (H_2SO_4) (Technic France, Frankreich) im Verhältnis 2 : 1 gemischt und die Wafer für 10 min in die Piranhalösung eingetaucht.

Um oxide induced stacking faults (OISF) Defekte sichtbar zu machen, wurde ein Wrigth-Etch^[142] durchgeführt. Folgende Chemikalien wurden dazu gemischt:

1. 60 ml konz. HF (49%)
2. 30 ml konz. HNO₃ (69%)
3. 30 ml konz. 5 M CrO₃ (1 g CrO₃ auf 2 ml H₂O)
4. 2 g Cu(NO₃)₂·3H₂O (reagent grade)
5. 60 ml konz. Essigsäure (glacial)
6. 60 ml H₂O (deionisiert)

Reaktives Ionen Ätzen (RIE)

Das reaktive Ionen Ätzen (RIE) zählt zu den Trockenätzverfahren und weist ein anisotropes Ätzverhalten auf. Es wird in der Halbleitertechnik verwendet, um kleine Strukturen zu erstellen. Ein schematischer Aufbau einer RIE Kammer ist in Abb. 3.4 dargestellt. Der zu ätzende Wafer befindet sich auf einem isolierten Halter in einer Ätzkammer, in der ein Vakuum vorliegt. In diese Ätzkammer werden verschiedene Gase eingeführt und durch die Vakuumpumpe auf der anderen Seite wieder abgesaugt. An die Elektrode unterhalb des Waferhalters ist ein starkes, elektromagnetisches Feld mit einer Frequenz von einigen Megahertz angelegt. Der Rest der Kammer ist geerdet. Das oszillierende, elektromagnetische Feld führt zur Ionisierung der Gasatome und stellt so das Plasma her. Durch eine zusätzliche dc Vorspannung werden die geladenen Ionen des Plasmas auf das zu ätzende Substrat geschossen. Die Ätzung erfolgt dann durch zwei verschiedene Prozesse. Zum Einen werden Atome des Wafers durch die aufschlagenden Ionen aus dem Wafer herausgeschlagen (Sputtereffekt) und zum Anderen werden Atome durch chemische Reaktionen der Ionen auf der Oberfläche des Wafers in die Gasphase überführt und so aus der Waferoberfläche entfernt. Die chemische Komponente hängt dabei von der geeigneten Wahl der Gase ab. Durch die chemischen Reaktionen kann es gleichzeitig zur Ätzung jedoch auch zu einer Materialredeposition kommen. Um diesen Effekt zu vermeiden, müssen Prozessparameter wie z.B. der Druck, Flussgeschwindigkeiten der Gase, Verhältnis der Gase, Leistung, Vorspannung usw. genau bestimmt und kontrolliert werden.

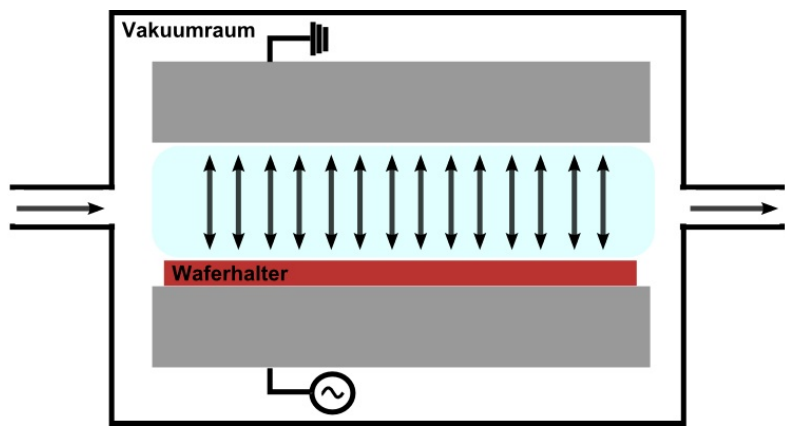


Abbildung 3.4
Schematische Darstellung zum RIE.

Verwendete Plasmen und Prozesseinstellungen

Für die Herstellung der NRFETs in dieser Doktorarbeit kamen zwei verschiedene Gaskombinationen für das RIE zum Einsatz. Tab. 3.4 stellt die Prozesse und die Prozessparameter zusammen.

geätztes Material	Plasma	Druck	Gasfluss	Leistung	dc Vorspannung
Silizium	Ar/SF6	0,02 mbar	1 $\frac{\text{ml}}{\text{min}}$	150 W	430 V
Photolack	O ₂	0,03 mbar	30 $\frac{\text{ml}}{\text{min}}$	200 W	300 V

Tabelle 3.4
Verwendete Prozessparameter für die RIE Ätzungen.

3.1.5 Verkapseln der Chips

Um die Chips als Biosensoren verwenden zu können, mussten sie zusätzlich verkapselt werden. Speziell für Messungen in Elektrolyten oder das Durchführen von Zellkulturen auf dem Chip musste ein möglichst großes Volumen für Flüssigkeit auf dem Chip zur Verfügung stehen. Um dies zu erreichen, wurde eine an unserem Institut entwickelte Verkapselung der einzelnen Chips durchgeführt^{[143],[144]}.

Den Ablauf der Verkapselung zeigt Abb. 3.5. Als Erstes wurde der fertig prozessierte Chip mit Hilfe von Silberleitkleber von hinten auf einen Chipträger geklebt, siehe Abb. 3.5 (a). Der Chipträger bot mehr Raum das Zellkulturvolumen auf dem Chip aufzubringen und führte alle Kontakte weiter nach außen, so dass der Chipträger mit dem Chip in die Verstärkerelektronik eingesetzt werden konnte. Über ein 8 mm großes Loch war das Array aus NRFETs von der Vorderseite des Chipträgers aus zugänglich, Abb. 3.5 (b). Zur elektrischen Isolierung und zusätzlichen Verklebung des NRFET Chips am Chipträger wurden alle Zwischenräume, wie in Abb. 3.5 gezeigt, durch Medical Epoxy (EpoTech, Waldbronn, Deutschland) von hinten versiegelt. Im nächsten Schritt wurde mit Polydimethylsiloxan (PDMS) ein Glasring durch das Loch des Chipträgers auf den NRFET Chip geklebt. Ein weiterer Glasring wurde außen auf den Chipträger geklebt, siehe Abb. 3.5 (d). Diese beiden Ringe ergaben später das Zellkulturvolumen. Im letzten Schritt wurde die Chipträgeroberfläche mit PDMS (10:1) aufgefüllt, Abb. 3.5 (e). Damit war der Chip vollständig verkapselt und konnte, wie Abb. 3.5 (f) zeigt, mit Flüssigkeiten gefüllt werden, die mit dem Frontgate der NRFETs auf der Chipoberfläche in Kontakt standen.

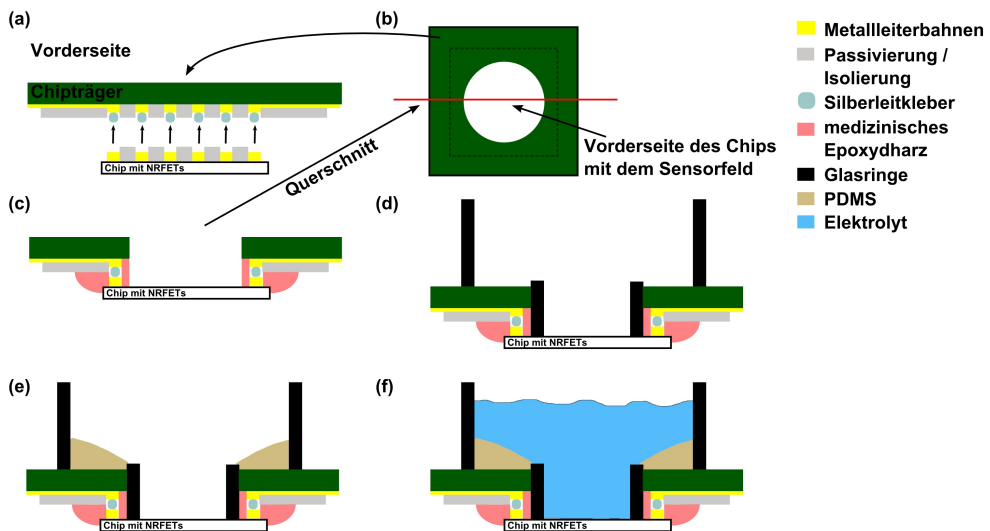


Abbildung 3.5
Schematische Darstellung der Chipverkapselung

3.2 Elektrische Messungen

In diesem Kapitel werden alle Methoden und Messaufbauten beschrieben, die für elektrische Messungen, wie die Charakterisierung der NRFETs und deren Rauschen, verwendet wurden.

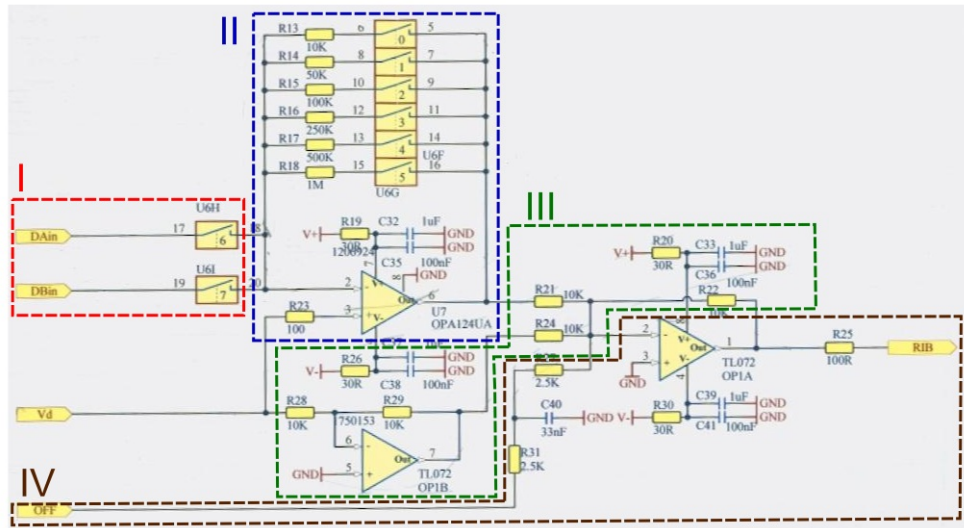
3.2.1 Das Verstärkersystem BioMAS

Das Bioelectronical Multi Amplification System (BioMAS) Verstärkersystem wurde an unserem Institut entwickelt, um biosensorische Messungen mit verschiedenen Arten von Chips durchzuführen. Zu den unterstützten Chips zählen z.B. MEAs oder die NRFETs dieser Doktorarbeit. Um die Multifunktionalität zu gewährleisten bestand das BioMAS Verstärkersystem aus zwei Hauptkomponenten: Dem Hauptverstärker und dem Vorverstärkerkopf, der im folgenden kurz als Kopf bezeichnet wird.

Der Hauptverstärker verfügte über eine variable Verstärkung von 1, 10 oder 100. Er konnte mit den verschiedenen Köpfen kombiniert werden. Eine genauere Beschreibung des Aufbaus des Hauptverstärkers und weitere Funktionen können in [132] nachgelesen werden.

Die unterschiedlichen Köpfe waren jeweils speziell für eine bestimmte Art von Chips konzipiert. Der Kopf für die NRFET Chips konnte 30 Kanäle gleichzeitig messen. Abb. 3.6 zeigt das elektrische Ersatzschaltbild der ersten Verstärkerstufe für einen einzelnen Kanal. Insgesamt waren also 30 dieser Schaltungen in den Kopf integriert. Die beiden Anschlüsse DAin und DBin in I der Abb. sind die beiden Eingänge für den Strom I_{ds} des NRFETs. Auf Grund der unterschiedlichen Anordnung der NRFET Typen NR2x200, siehe Kap. 4.1.2, mussten die Kontakte der NRFETs schaltbar sein. Über V_d liegt die Drainspannung am Transistor an. In II wird der I_{ds} in eine Spannung umgewandelt und zum ersten Mal verstärkt. Für die Verstärkung konnten die Feedbackwiderstände von 10k Ω bis 1 M Ω über dem Operationsverstärker ausgewählt werden. Um später wieder das reine Messsignal zur Verfügung zu haben, wird durch die Schaltung in III die Spannung des Operationsverstärkers wieder abgezogen. Für biosensorische Messungen mit den NRFETs für die Änderungen des Transistorstroms I_{ds} nicht aber die absolute Höhe relevant waren, konnte mit Hilfe der Schaltung in IV der Offsetstrom, der durch das Setzen des FETs in einen Arbeitspunkt zu stande kommt, wieder vom Messsignal abgezogen werden.

Die Steuerung des BioMAS Verstärkersystems erfolgte über eine LabView Software, die im Rahmen dieser Dissertation entwickelt wurde.

**Abbildung 3.6**

Elektrisches Ersatzschaltbild der ersten Verstärkerstufe des BioMAS Verstärkersystems.

3.2.2 Elektrische Charakterisierung der SiNRFETs

Die elektrische Charakterisierung der NRFETs erfolgte mit vollständig verkapselten Chips, siehe Kap. 3.1.5.

Messungen über das Frontgate wurden im BioMAS Verstärkersystem durchgeführt. Da die NRFETs als ISFETs konzipiert waren und dementsprechend über einen Elektrolyten auf dem Frontgate gesteuert werden sollten, erfolgten alle Messungen über das Frontgate in 0,01 M PBS (pH 7). Insgesamt wurden fünf verschiedene Messungen durchgeführt.

1. Messung der Ausgangskennlinien.
2. Messung der Transferkennlinien.
3. Messung der Hysterese in den Transferkennlinien.
4. 10-fache direkt aufeinander folgende Messung der Transferkennlinien.
5. Messung unter verschiedenen Zeiteinstellungen des BioMAS Verstärkers.

Für die Messungen 1.)-4.) wurden die gleichen Zeiteinstellungen des BioMAS Verstärkers verwendet. Nach dem Anlegen der Spannung erfolgte bis zur ersten Strommessung eine Wartezeit von 2 ms. Dann wurde der Strom im Abstand von 2 ms 10 Mal gemessen und anschließend gemittelt. Für NRFETs des Typs NR4x2 wurde ein Feedbackwiderstand von 250 k Ω genutzt, für alle anderen Typen ein Feedbackwiderstand von 500 k Ω . Die Source-Drain-Spannung V_{ds} wurde für alle Messungen von 0 V nach $-1,2$ V durchfahren, die Gate-Spannung V_g von 0 V nach $-1,6$ V. Die Referenz für die Spannungen war im BioMAS System die Referenzelektrode im Elektrolyten. Damit lag der Source-Kontakt stets auf dem Potential $V_s = -V_g$. Der Drain-Kontakt lag auf dem Potential $V_d = V_s + V_{ds} = -V_g + V_{ds}$. Im Fall der Messung der Hystereseeffekte wurde V_g zusätzlich wieder von $-1,6$ V nach 0 V zurück verändert. Bei den Messungen zu den unterschiedlichen Zeiteinstellungen des BioMAS Verstärkers wurde die Wartezeit zwischen dem Anlegen der Spannung und der ersten Messung zusätzlich verändert.

Messungen zur Steuerung der NRFETs über das Backgate wurden an einem Spitzenmessplatz zur Halbleitercharakterisierung (Keithley 4200, Keithley Instruments GmbH, Germering, Deutschland) durchgeführt. Über einen speziellen, eigengefertigten Halter konnten die Chipträger direkt mit dem Keithleysystem verbunden werden. Die Backgate Messungen erfolgten sowohl im Trockenen als auch in 0,01 M PBS (pH 7). V_{ds} wurde analog zu den Frontgatemessungen von 0 V nach $-1,2$ V verändert, die Backgate-Spannung von 0 V nach -30 V. Zusätzliche elektrische Messungen, wie z.B. die Charakterisierung von Aluminium-Silizium Kontakten, wurden ebenfalls an dem Spitzenmessplatz durchgeführt. Allerdings lagen in diesem Fall unverkapselte Chips vor. In diesem Fall wurden Bondpads der Chips über Wolframspitzen (American Probe Technology, San Jose, US) mit einem Durchmesser von 14 μm und mit Hilfe von Mikromanipulatoren kontaktiert.

3.2.3 Charakterisierung des Rauschens

Für die Charakterisierung des Rauschens wurde ein low-noise Verstärkersystem in unserem Institut entwickelt. Im Gegensatz zum BioMAS Verstärker ist die Anzahl der gleichzeitig messbaren Kanäle auf einen beschränkt, um Rauschen durch zusätzliche Elektronik zu vermeiden. Der schematische Aufbau ist in Abb. 3.7 dargestellt. Der Bereich I ist für die Spannungsversorgung des gemessenen NRFETs zuständig. Als Spannungsquelle diente eine Batterie, um jegliches Rauschen des Stromnetzes zu vermeiden. In II findet die Messung des NRFETs statt. Der Strom kann durch $I_{ds} = \frac{V_M - V_S}{R_{load}}$ berechnet werden. Es folgt die Verstärkung des Signals (III), die Frequenzanalyse und die Datenverarbeitung am Computer (IV).

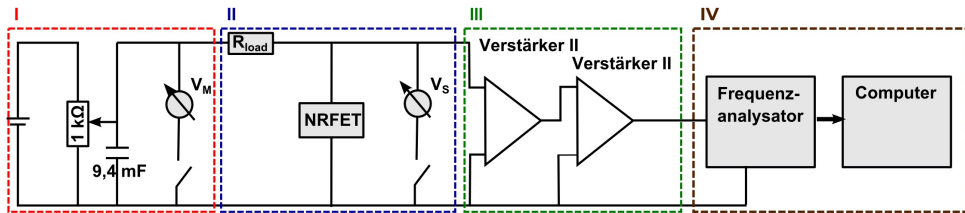


Abbildung 3.7

Schematischer Aufbau des low-noise Verstärkersystems.

Die Messung erfolgte auch hier mit vollständig verkapselten Chips und in 0,01 M PBS (pH 7). Zwei Arten von Rauschmessungen wurden durchgeführt. Zum Einen wurde das Rauschen bei konstant gehaltener Gate-Spannung V_g von $-0,7\text{V}$ oder -1V und verschiedenen Source-Drain-Spannungen V_{ds} von -10mV bis -80mV aufgenommen, wobei die Spektren jeweils 70 Mal gemessen und gemittelt wurden. Zum Anderen wurden die Rauschspektren bei $V_{ds} = -1\text{V}$ und V_g zwischen $0,3\text{V}$ und $-1,2\text{V}$ gemessen. Dabei wurden ebenfalls 70 Messungen gemittelt.

3.3 NRFETs als Biosensoren

In diesem Kapitel werden die verwendeten Methoden für den Einsatz der NRFET Chips als Biosensoren erläutert.

Vor allen Messungen erfolgte eine Reinigung der Chips in 0,01 M PBS (pH 7) und deionisiertem Wasser. Beide Reinigungsschritte wurden jeweils für 1 h auf einer Schüttelplatte durchgeführt.

3.3.1 Detektion von pH-Werten

Messungen zur Detektion von pH-Werten erfolgten an Hand vollständig aufgebauter Chips im BioMAS Verstärkersystem. Für die Messungen wurden verschiedene Pufferlösungen mit pH-Werten von 2 bis 12 gemischt. Die Puffer wurden so angesetzt, dass die Ionenstärke trotz der unterschiedlichen pH-Werte für alle Elektrolyte konstant bei 0,55 M lag. Für die Detektion von pH-Werten konnten zwei Arten von Messungen unterschieden werden.

Im ersten Fall wurde die Änderung des Stroms I_{ds} bei Kontakt des Frontgates mit den Puffern verschiedener pH-Werte direkt gemessen. Dazu wurde zunächst eine Transfercharak-

teristik in 0,01 M PBS (pH 7) aufgezeichnet und direkt die Transkonduktanz g_m bestimmt. Die NRFETs wurden entsprechend g_m in den Arbeitspunkt gesetzt und I_{ds} wurde gemessen. Für diese Messung musste die Offsetkorrektur ausgeschaltet werden, so dass nicht nur Änderungen des Stroms, sondern der gesamte Strom gemessen werden konnten. Nach jeder Messung mit einem der Puffer wurde der Chip durch Zugabe und Absaugen von 0,01 M PBS (pH 7) fünf mal gespült, bevor der nächste Puffer für die nächste Messung auf den Chip gegeben wurde.

Im zweiten Fall wurde in jedem der Puffer eine Transfercharakteristik aufgenommen und die Verschiebung der Schwellspannung V_t bestimmt. Dazu wurde die Source-Drain-Spannung zwischen 0V und $-1,2V$ variiert, die Gate-Spannung zwischen 0V und $-1,6V$. Die Reinigung geschah analog zu der bereits beschriebenen Prozedur.

3.3.2 Elektrophysiologische Messungen

In diesem Kapitel werden die Vorbereitungen und die Durchführung der Messungen zur Ableitung von APs mit Hilfe der NRFETs dargestellt.

Zur Reinigung und Sterilisation der NRFET Chips wurden die Chips für jeweils eine Stunde in PBS und bidestiliertem Wasser gereinigt. Die anschließende Sterilisation erfolgte in zwei Schritten, die bereits in den Sterilbänken durchgeführt wurden. Zunächst wurden alle Chips für 3 min in 70 % Ethanol sterilisiert und dann trocken gesaugt. Im Anschluss daran wurden die Chips für 1 h unter UV Licht gestellt. Nach dieser Prozedur waren die Chips steril und durften nur noch unter geeigneten Bedingungen in den Sterilbänken bearbeitet werden.

Signalableitung von HL-1 Zellen

Die Zellen der Zelllinie HL-1 wurden 1998 von Claycomb et al. aus einem Tumor am Atrium der Maus gewonnen^[145]. Die gewonnenen HL-1 Zellen teilen sich in geeignetem Nährmedium beliebig oft und sind daher eine sehr stabile in vitro Zellkultur. Dabei behalten sie phenotypische Eigenschaften der erwachsenen Zellen stets bei. Sobald die Zellen eine konfluente Schicht gebildet haben, sich also benachbarte Zellen berühren, bilden sie Zell-Zell-Kanäle aus. Sind diese Kanäle vorhanden, weisen HL-1 Zellen spontan auftretende APs auf, deren Schlagfrequenz durch einen Pacemaker und die Refraktärzeit, siehe Kap. 2.4.3, bestimmt wird. Einhergehend mit den APs kontrahieren die Zellen.

Auf Grund der gut zu kontrollierenden Zellkultur und der spontan auftretenden APs eignet sich diese Zelllinie besonders gut für den Nachweis der Zellaufleitung mit den NRFET Chips.

Durch die mit den APs einhergehende Kontraktion der Zellen kann die Aktivität des Zellnetzwerks auch optisch beobachtet werden.

Für Messungen mit HL-1 Zellen mussten die Chips nach der Reinigung mit Protein beschichtet werden. Dazu wurden für 1 h 100 μ l Fibronektin/Gelatin auf die Chipoberfläche gegeben. Anschließend wurde der Chip mit sterilisiertem, bidestiliertem Wasser aufgefüllt und die gesamte Flüssigkeit wurde wieder abgesaugt.

Zum Aussähen der HL-1 Zellen wurde $\frac{1}{8}$ der Zellen aus einer T-25 Flasche auf die Chips gegeben, sobald die Zellschicht auf dem Flaschenboden konfluent war. Als Nährmedium wurde Claycomb's Medium mit Glutamin, Norepinephrin (NorA), penicilin/streptomycin und 10% fetal bovine serum (FBS) verwendet^[145]. Einen Tag, nachdem die Zellen eine konfluente Schicht auf der Chipoberfläche gebildet haben, konnten APs mit Hilfe der NRFETs von den Zellen abgeleitet werden, was days in vitro (DIV) 4 entsprach. Das detaillierte Protokoll zur Zellkultur kann dem Anhang entnommen werden.

Die Ableitung der Zellsignale erfolgte mit dem BioMAS Verstärkersystem. Zunächst wurde eine Transfercharakteristik der NRFETs aufgezeichnet und der Transistor in den Arbeitspunkt gesetzt. Während der Strommessung wurde der Offsetstrom durch den Arbeitspunkt durch die Offsetkorrektur wieder subtrahiert, so dass nur Stromänderungen sichtbar waren.

Neuronen aus dem Rattenkortex

Für die Ableitung von APs von Neuronen wurden Neuronen aus dem Kortex von Rattenembryonen (Tag 18) verwendet. Das Präparationsverfahren sowie die Protokolle aller folgend verwendeten Proteine und Nährmedien können dem Anhang entnommen werden.

Auch für die Zellkultur mit Neuronen mussten die Chips mit Proteinen beschichtet werden. Dazu wurden 50 μ l einer Mischung aus Gey's balanced salt solution (GBSS), poly-d-lysin (PDL), extrazelluläre Matrix (ECM) und Gelatin für 1 h auf die Chipoberfläche gegeben, anschließend mit GBSS verdünnt und abgesaugt.

Die Zellen wurden mit einer Dichte von 30000 auf den NRFET Chips ausplatiert. 100 μ l wurden in den inneren Ring des Chips gegeben. Als Nährmedium diente Neurobasal (Invitrogen, Carlsbad, Kalifornien, USA) angereichert mit Glutamin, B-27 und Gentamycin.

Die Ableitung der Zellsignale erfolgte analog zur Ableitung der Zellsignale von HL-1 Zellen. Zusätzlich wurden einzelne Zellen mit Hilfe der Patch-Clamp Technik kontaktiert. Dazu kam ein HEKA EPC9 (HEKA, Lambrecht, Deutschland) Patch-Clamp Verstärker zum Einsatz. Das Messsignal des BioMAS Verstärkers wurde in den HEKA Verstärker hineingeführt.

3.4 Software zur Datenauswertung

In diesem Kapitel wird die Matlab-Software (BIOMAS Analyzer) vorgestellt, die zur Analyse aller Daten des BioMAS Systems entwickelt wurde. Die Software wurde in Matlab geschrieben und stellt alle zur Auswertung nötigen Funktionen zur Verfügung. Zusätzlich können Daten, die mit dem Keithley 4200 gemessen wurden, bearbeitet werden.

Das Hauptfenster der Software zeigt Abb. 3.8. Auf der rechten Seite sind 30 Graphen dargestellt, deren Anordnung den 30 NRFETs im Sensorarray entspricht. In diesen können sowohl die Daten der elektrischen Charakterisierung als auch die Daten der biosensorischen Messungen angezeigt werden. Die zur Verfügung gestellten Funktionen der Software sind auf der linken Seite des Fensters zu finden, unterteilt in die beiden Bereiche elektrische Charakterisierung und Zellmessungen. Die Software ist so aufgebaut, dass über die implementierten Funktionen hinaus beliebige weitere Manipulationen der Daten über die Kommandozeile von Matlab möglich sind. Entsprechend der Anzahl der NRFETs auf den Chips, können die Daten von 30 Kanälen gleichzeitig angezeigt und bearbeitet werden.

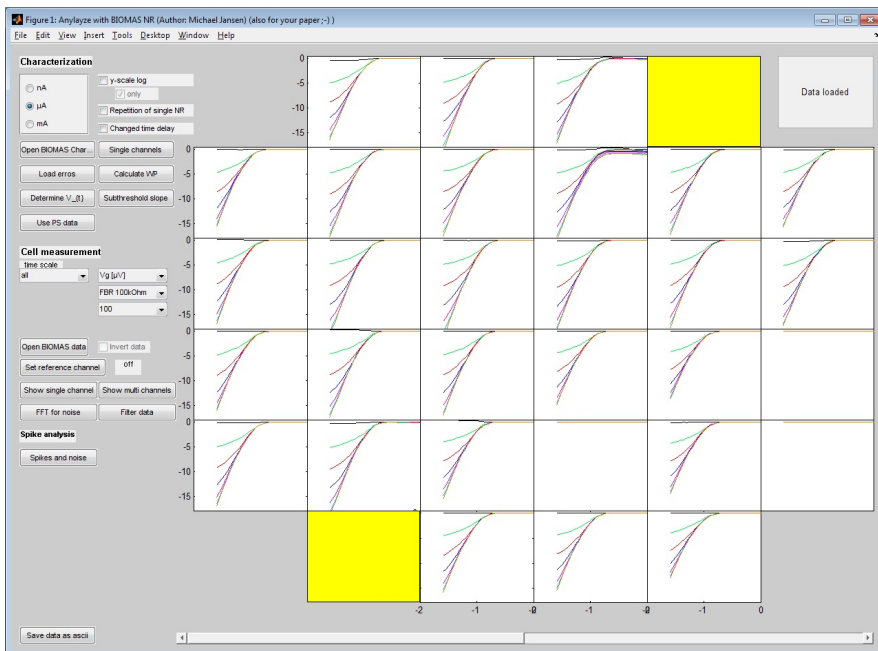


Abbildung 3.8

Das Hauptfenster der Analysesoftware BioMAS Analyzer.

4 Ergebnisse

4.1 Design und Fabrikation der SiNRFETs

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse des Herstellungsprozesses der Nanoribbon Feld-Effekt Transistor (NRFET) Chips erläutert, die für die weiteren Messungen verwendet wurden. Zu Beginn wird der entwickelte Prozessablauf dargestellt, anschließend wird das Design der Chips im Detail erläutert und zuletzt werden die Ergebnisse der Reinraumprozessierung dargelegt. Auf die Gründe für die einzelnen Änderungen wird in diesem Kapitel nur kurz eingegangen. Sie werden in Zusammenhang mit dem Kapitel 4.2 und der abschließenden Diskussion, Kapitel 5, erläutert.

Der gesamte Herstellungsprozess wurde vier Mal durchgeführt, wobei die Ergebnisse der einzelnen Durchläufe zur Prozessoptimierung für den nächsten Durchlauf genutzt wurden.

4.1.1 Der Prozessablauf

In diesem Kapitel wird der Prozessablauf zur Fabrikation der NRFET Chips gegeben.

Der gesamte Prozess ist in Abb. 4.1 dargestellt. Als Basissubstrat wurde ein 4'' silicon-on-insulator (SOI) Wafer (SOITEC) verwendet, siehe Abb. 4.1 (a). Das Bulksilizium des SOI Wafers bestand aus nach dem Czochralski-Verfahren hergestelltem Silizium mit einer Dicke von $525 \pm 15 \mu\text{m}$. Die Leitfähigkeit auf Grund der p-Dotierung mit Bor (B) lag bei $14 - 22 \Omega \text{ cm}$. Der Device Layer auf dem 400 nm dicken BOX bestand aus $< 100 >$ orientiertem, p-dotiertem Silizium mit einer Dicke von 340 nm. Die Leitfähigkeit des Device Layers lag bei $14 - 22 \Omega \text{ cm}$. Zu Beginn des Prozessdurchlaufs wurde der SOI Wafer gereinigt. Dazu wurde der Wafer zunächst zur vollständigen Entfernung des nativen Siliziumdioxids in HF (1 %) getaucht, bevor er für 10 min in Piranha (siehe Kap. 3.1.4) gereinigt wurde. Anschließend wurde das Silizium des Device Layers ausgedünnt, indem ein Teil der Siliziumschicht oxidiert und mit AF91 und HF 1 % sofort wieder entfernt wurde, Abb. 4.1 (b) und (c). Um von der Originaldicke des Device Layers auf die endgültig gewünschte Dicke zu kommen, wurde dieser Schritt zwei Mal

wiederholt. Während der ersten Oxidation sollten 240 nm Silizium oxidiert werden. Die zweite Oxidation verbrauchte 60 nm im ersten Prozessdurchlauf und 30 nm während der letzten drei Prozessdurchläufe. Tab. 4.1 fasst die Unterschiede der vier Durchläufe noch ein Mal zusammen.

Nach dem Ausdünnen wurde, wie in Abb. 4.1 (d) und (e) gezeigt, ein Photolack auf dem Wafer strukturiert, dessen Struktur durch eine Plasmaätzung (engl. reactive ion etching (RIE)) in das Silizium des Device Layers übertragen wurde. Zur RIE Ätzung des Siliziums wurde ein Argon (Ar) Schwefelhexafluorid (SF₆) Plasma, siehe Kap.3.1.4, mit einer Siliziumätzrate von $25 \frac{\text{nm}}{\text{min}}$ verwendet. Um sicherzustellen, das Silizium vollständig entfernt zu haben, wurde die Ätzzeit 30 s länger gewählt als auf Grund der Ätzrate und der zuvor bestimmten Schichtdicke berechnet. Abschließend wurde der Photolack wieder entfernt.

Auf Grund der elektrischen Charakterisierung des ersten Prozessdurchlaufs, siehe Kap. 3.2.2, wurde ab dem zweiten Prozessdurchlauf eine zusätzliche Bor-Implantation (p⁺-Implantation) der Bereiche der Siliziumstrukturen durchgeführt, die später durch das Aluminium kontaktiert wurden, Abb 4.1 (f). Dazu erfolgte zunächst eine weitere Reinigung für 10 min in Piranha, durch die ein dünnes Siliziumdioxid von 1.5 nm auf dem strukturierten Silizium entstand. Es folgte eine weitere thermische Trockenoxidation, wodurch weitere 15 nm Siliziumdioxid angewachsen wurden. Insgesamt wurde das Silizium der NRFETs damit 8 nm dünner. Das zusätzliche Oxid diente als Schutz der Siliziumbereiche während der anschließenden Implantation von Boratomen und dem nach der Implantation folgenden Tempern. Die Bereiche, die implantiert werden sollten, wurden durch einen Photolack definiert. In Abb. 4.1 (f) ist die p⁺-Dotierung durch die orange eingefärbten Bereiche des Device Layers dargestellt. Im Fall des ersten Durchlaufs waren der Prozessschritt (f) und die orange eingefärbten Bereiche, die sich als erste Optimierung ergaben, noch nicht enthalten. Nach der Implantation wurde der Wafer zur Aktivierung der B-Atome im Silizium bei 900 °C in N₂-Atmosphäre für 30 min getempert. Abgeschlossen wurde der Implantationschritt mit der Entfernung des Schutzoxids in HF (1 %).

Es folgte eine dreistufige Reinigung bestehend aus einer Ätzung für 10 min in Piranha, gefolgt von einer Ätzung für 15 s in HF (1 %) und einer erneuten Ätzung in Piranha für 1 min. Alle drei Reinigungsschritte erfolgten unmittelbar hintereinander und unmittelbar vor der folgenden Gateoxidation. Mittels thermischer Trockenoxidation wurde das Gateoxid anschließend auf den NRFET aufgebracht, 4.1 (g).

Daraufhin folgte eine weitere optische Lithographie als Maske zum Ätzen des Backgate-Kontakts, Abb. 4.1 (h). Dabei wurde der Backgate-Kontakt des dritten Prozessdurchlaufs durch eine RIE Ätzung mit einem Trifluormethan (CHF₃) Plasma ausgeführt. Während der anderen drei Prozessdurchläufe erfolgte die Ätzung nasschemisch in AF785.

Nach dem Entfernen des Lacks folgte eine weitere Lithographie zur Definition der Kontakte, Bondpads und Leiterbahnen, siehe Abb. 4.1 (j). 100 nm Aluminium wurden auf dem Wafer deponiert und an durch die Lithographie festgelegten Stellen durch den Lift-Off des Photolacks wieder entfernt. Abb. 4.1 (k) zeigt den Bereich, auf dem das Aluminium zurück bleibt.

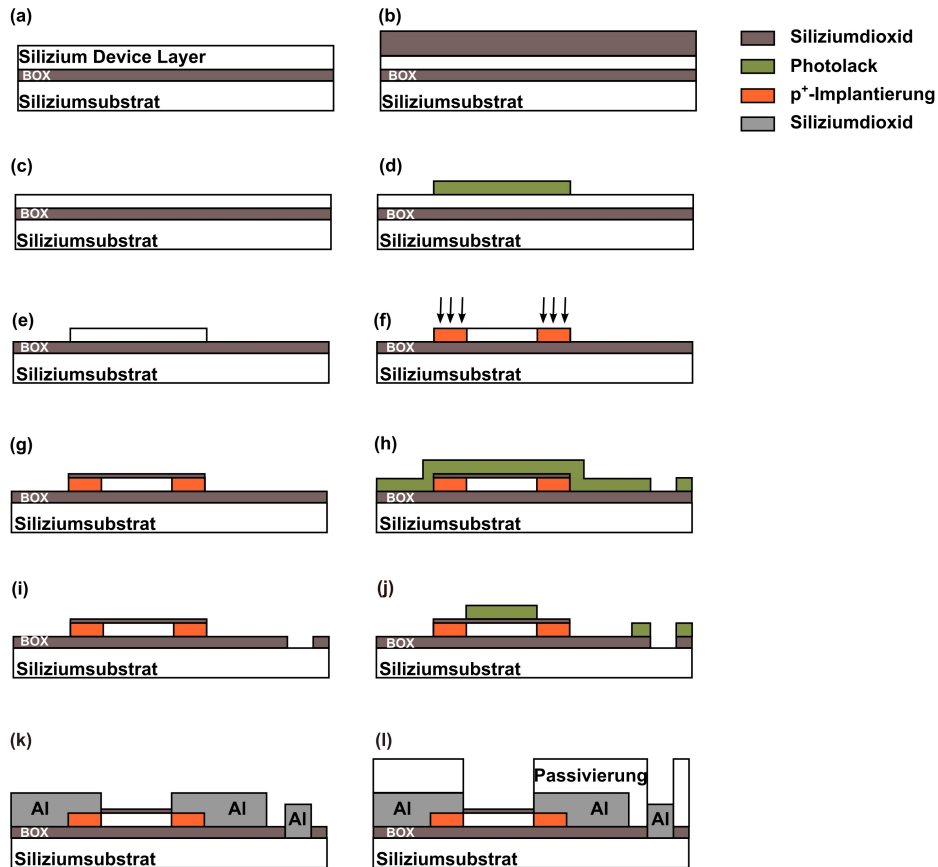
Durch Tempern wurden ohmsche Kontakte zwischen dem Aluminium und dem Silizium erzeugt. Dabei lag die Temperatur zum Tempern im ersten Prozessdurchlauf bei 300°C für 10 min. Für die letzten drei Durchläufe wurde die Temperatur auf Grund der elektrischen Charakterisierung der Teststrukturen, siehe Kap. 4.1.3 und 4.2.2, auf 475°C für 10 min erhöht. Analog zur Definition der Leiterbahnen wurde auf den Bondpads, strukturiert durch eine weitere Photolithographie, eine zusätzliche Schicht aus 100 nm Platin (Pt) aufgedampft, um ein Oxidieren der Aluminium Bondpads zu verhindern. Weiterhin wurde im vierten Prozessdurchlauf anschließend an die Metallisierung eine zusätzliche Aluminiumoxidschicht (Al_2O_3) auf dem gesamten Wafer aufgebracht, die ebenfalls strukturiert wurde, damit die Bondpads nicht isoliert wurden.

Zum Schluss, Abb. 4.1 (l), wurden alle Bereiche des Chips, die später nicht in Kontakt mit dem Elektrolyten stehen oder anderweitig kontaktiert werden sollten, passiviert, um sie elektrisch zu isolieren. Als Passivierung wurde eine durch Lithographie strukturierte SU-8 Schicht verwendet.

	1. Durchlauf	2. Durchlauf	3. Durchlauf	4. Durchlauf
Si-Verbrauch 1. Oxidation	240 nm	240 nm	240 nm	240 nm
Si-Verbrauch 2. Oxidation	70 nm	10 nm	10 nm	10 nm
p ⁺ -Implantation	nein	ja	ja	ja
Gateoxid	SiO ₂	SiO ₂	SiO ₂	Al ₂ O ₃
Backgate Ätzung	AF785	AF785	RIE	AF785

Tabelle 4.1

Übersicht über Unterschiede der einzelnen Prozessdurchläufe.

**Abbildung 4.1**

Prozessablauf für die Fabrikation der NRFETs.

(a) Ein SOI Wafer als Basissubstrat.

(b) Thermische Oxidation des Silizium Device Layers.

(c) Entfernen des Siliziumdioxids ergibt eine dünnere Siliziumschicht.

(d) Durch optische Lithographie strukturierter Photolack zur Definition der NRFETs.

(e) Übertragen der Struktur des Photolacks in das Silizium mittels einer RIE Ätzung und anschließendes Entfernen des Lacks.

(f) p⁺-Implantation der Kontaktstellen.

(g) Die Gateoxidation.

(h) Durch optische Lithographie strukturierter Photolack zur Definition der Backgatekontakte.

(i) Ätzen des Backgatekontakts durch das BOX und anschließendes Entfernen des Lacks.

(j) Durch optische Lithographie strukturierter Photolack zur Definition der Leiterbahnen und Bondpads.

(k) Aluminiumdeposition auf dem Wafer und anschließender Lift-Off zur Strukturierung des Aluminiums.

(l) Passivierung zur elektrischen Isolation.

4.1.2 Chipdesign

Nachdem der Prozessablauf entwickelt worden war, wurde das Design der Chips und NRFETs, siehe Abb. 4.2, festgelegt und dementsprechend die Masken für die Lithographien erstellt. Die Kantenlängen eines Chips betrugen 11×11 mm. Entlang des Chiprandes waren Bondpads der Größe $250 \times 300 \mu\text{m}$ angeordnet, siehe Abb. 4.2 (a). Ausgehend von den Bondpads führten die Leiterbahnen in die Mitte des Chips. Dort befand sich das Array der 30 NRFETs. Insgesamt wurden 4 verschiedene Typen von NRFETs konzipiert, die sich in ihrer Gatellänge L und Gatebreite W unterschieden, siehe Tabelle 4.2. Ab dem zweiten Durchlauf der Prozessierung wurden die Dimensionen der NRFETs und ihrer Kontaktflächen mit dem Aluminium noch ein Mal verändert. Auf jedem einzelnen Chip befand sich jeweils nur einer der vier in Tab. 4.2 definierten Typen.

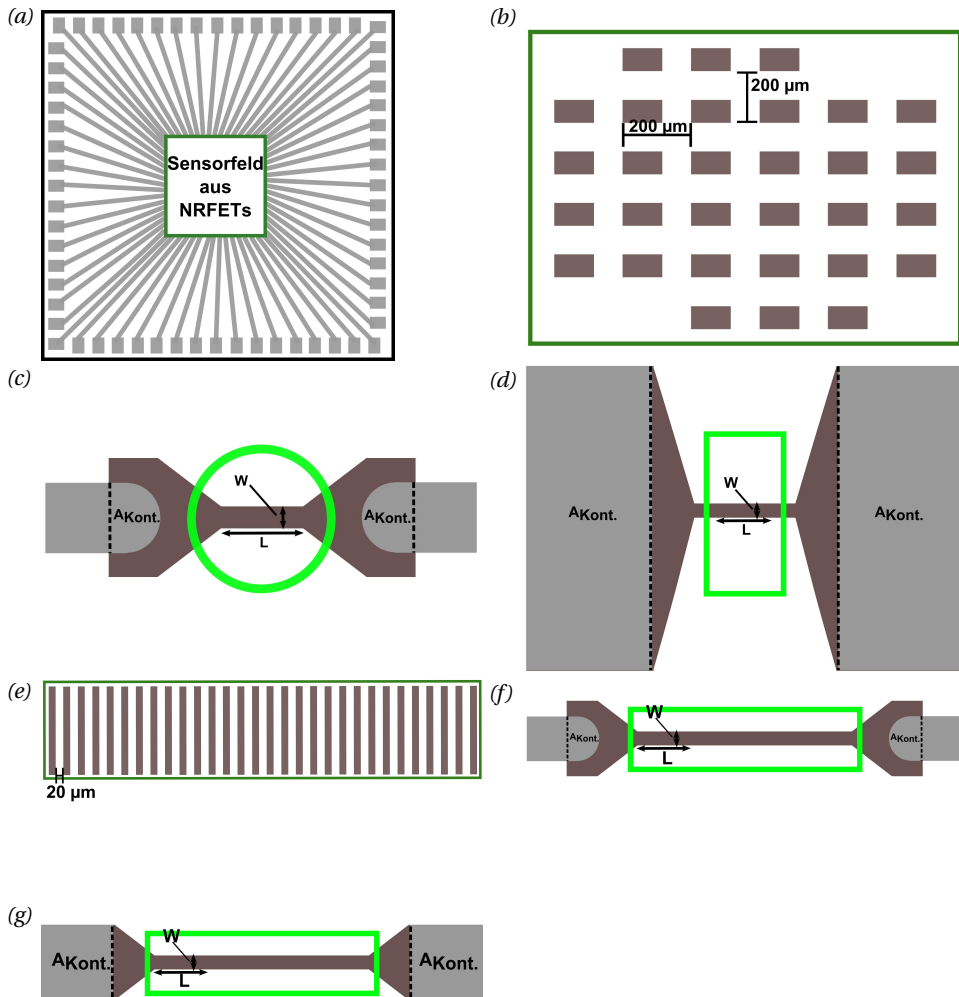
Alle Typen von NRFETs außer den NR2x200 waren in einem 6×6 Array angeordnet, bei dem die Eckpositionen nicht besetzt waren, Abb. 4.2 (b). Der Abstand zwischen den einzelnen NRFETs betrug $200 \mu\text{m}$. Eine Detailzeichnung des Designs eines einzelnen NRFETs, wie es für den ersten Durchlauf der Prozessierung verwendet wurde, zeigt Abb. 4.2 (c). Der braun dargestellte Bereich ist die Struktur, die später in das Silizium übertragen wurde. Dabei ist der mit L und W gekennzeichnete Bereich in der Mitte der Teil, welcher den Gatebereich des FETs bildete. Jeweils von außen kamen die Leiterbahnen (grau), die das Silizium mit einer Fläche von $32,13 \mu\text{m}^2$ kontaktieren. Der grüne Kreis in der Mitte war die Öffnung in der Passivierung, so dass auf dem finalen Device nur dieser Teil dem Elektrolyten ausgesetzt war. Für die weiteren Durchläufe der Herstellung wurde die Kontaktfläche der Leiterbahnen mit dem Silizium auf Grund der elektrischen Charakterisierung vergrößert, siehe Abb. 4.2 (d). Die Kontaktfläche des überarbeiteten Designs betrug $10500 \mu\text{m}^2$. Eine genaue Skizze des NRFETs im überarbeiteten Design ist in Abb. 4.2 (d) gegeben. Die Struktur des Siliziums ist in braun eingezeichnet. Kontaktiert wurde das Silizium wieder von dem grau gekennzeichneten Metall am linken und rechten Rand der Skizze. Der Bereich des Siliziums, der den NRFET bildete, ist mit seiner Gatellänge L und seiner Gatebreite W gekennzeichnet. Der grün eingefärbte Bereich stellt wieder die Öffnung der Passivierung dar, deren Form ab dem 2. Durchlauf rechteckig umgesetzt wurde.

Im Fall der NR2x200 NRFETs waren alle NRFETs mit einem Abstand von $20 \mu\text{m}$ untereinander angeordnet, Abb. 4.2 (e). Auch bei diesem NRFET Typ wurde, wie in Abb. 4.2 (f) und (g) gezeigt, die Größe der Kontaktfläche vom ersten auf den zweiten Durchlauf vergrößert. Da der geringere Abstand der NRFETs untereinander größere Kontaktpads nicht zuließ, wurde die Vergrößerung der Kontaktfläche in diesem Fall dadurch erreicht, dass sich Silizium und Metall über eine lange Strecke überlappen. Alle weiteren oben beschriebenen Optimierungen des Designs über die Durchläufe der Prozessierung galten für die NRFETs des Typs NR2x200 analog.

	1. Durchlauf				2. Durchlauf			
Typ	NR1x4	NR2x4	NR1x2	NR2x200	NR4x2	NR2x4	NR1.5x4	NR2x200
W [μm]	1	2	1	2	4	2	1,5	2
L [μm]	4	4	2	200	2	4	4	200
$\frac{W}{L}$	0,25	0,5	0,5	0,01	2	0,5	0,375	0,01
p^+	nein	nein	nein	nein	ja	ja	ja	ja
$A_{Kont.}$ [μm^2]	32,13	32,13	32,13	32,13	10500	10500	10500	10500
BG Ätzung	HF	HF	HF	HF	HF	HF	HF	HF
Gateoxid	SiO ₂	SiO ₂	SiO ₂	SiO ₂	SiO ₂	SiO ₂	SiO ₂	SiO ₂

	3. Durchlauf				4. Durchlauf			
Typ	NR4x2	NR2x4	NR1.5x4	NR2x200	NR4x2	NR2x4	NR1.5x4	NR2x200
W [μm]	4	2	1,5	2	4	2	1,5	2
L [μm]	2	4	4	200	2	4	4	200
$\frac{W}{L}$	2	0,5	0,375	0,01	2	0,5	0,375	0,01
p^+	ja	ja	ja	ja	ja	ja	ja	ja
$A_{Kont.}$ [μm^2]	10500	10500	10500	10500	10500	10500	10500	10500
BG Ätzung	RIE	RIE	RIE	RIE	HF	HF	HF	HF
Gateoxid	SiO ₂	SiO ₂	SiO ₂	SiO ₂	Al ₂ O ₃	Al ₂ O ₃	Al ₂ O ₃	Al ₂ O ₃

Tabelle 4.2
Die vier verschiedenen Typen der NRFETs aller vier Durchläufe. Auf jedem Chip befanden sich 30 NRFETs eines Typs. Eigenschaften, die während der Prozessdurchläufe optimiert und variiert wurden, sind eingetragen.

**Abbildung 4.2**

Das Design der NRFETs. (a) Der gesamte Chip. (b) Anordnung der NRFETs der Typen NR1x4, NR2x4, NR1x2, NR4x2, NR2x4 und NR1.5x4. (c) NRFET der Typen NR1x4, NR2x4 und NR1x2 nach dem ersten Design. (d) NRFET der Typen NR4x2, NR2x4 und NR1.5x4 nach dem optimierten Design. (e) Anordnung der NRFETs des Typs NR2x200. (f) NRFET des Typs NR2x200 nach dem ersten Design. (g) NRFET des Typs NR2x200 nach dem optimierten Design.

4.1.3 Chipfabrikation

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse der Durchführung aller in Kap. 4.1.1 beschriebenen Prozessschritte der vier Prozessdurchläufe gegeben. Um das Kapitel nicht unnötig in die Länge zu ziehen, werden Prozessschritte, die unverändert zum vorherigen Durchlauf stattfanden und damit im vorherigen Prozessdurchlauf bereits beschrieben und charakterisiert wurden, nicht für jeden Durchlauf in allen Einzelheiten dargestellt. Der Fokus soll auf den Ergebnissen liegen, die sich durch Optimierungen des vorherigen Prozessdurchlaufs ergaben. Alle Prozessschritte der Herstellung wurden in einem Klasse 100 Reinraum durchgeführt.

1. Prozessdurchlauf

Das Ausdünnen des Device Layer Siliziums in zwei Oxidationsschritten wurde mit Hilfe einer Ellipsometermessung überprüft. Dabei zeigte sich für die erste Oxidation eine SiO_2 Schichtdicke von 522 nm und eine Dicke des verbleibenden Siliziums von 110 nm. Nach dem Entfernen des Siliziumdioxids von der zweiten Oxidation zum Ausdünnen wurde ein vollständiges Ellipsometer-Mapping des Wafers durchgeführt, um eine genaue Kenntnis der Schichtdicke des Device Layer Siliziums zu erhalten. Das Ergebnis ist in Abb. 4.3 dargestellt. Wie in dem Graphen zu sehen, variierte die Dicke des Siliziums von 17 nm am Rand des Wafers bis zu 28 nm in der Mitte des Wafers. Außerdem sind zwei Bereiche zu sehen, in denen die Schichtdicke noch 40 nm betrug.

Abb. 4.4 (a)-(c) zeigt das Ergebnis der Lithographie zur Definition der NRFETs. Die Struktur der NRFETs des Typs NR2x4 und NR2x200, deren kleinste in den Lack zu schreibende Struktur der Gatebreite $W = 2 \mu\text{m}$ entsprach, wurde vollständig in den Lack übertragen, siehe Abb. 4.4 (a). Die Strukturen der NRFET Typen NR 1x2 und 1x4, deren kleinste Abstände durch die Gatebreite $W = 1 \mu\text{m}$ gegeben waren, konnten teilweise transferiert werden, Abb. 4.4 (b). Teilweise waren die Strukturen jedoch auch defekt, Abb. 4.4 (c). Es ist zu erkennen, dass der Teil des Lacks zwischen den größeren Kontaktpads, der den NRFET hätte definieren sollen, während der Entwicklung mit entfernt wurde.

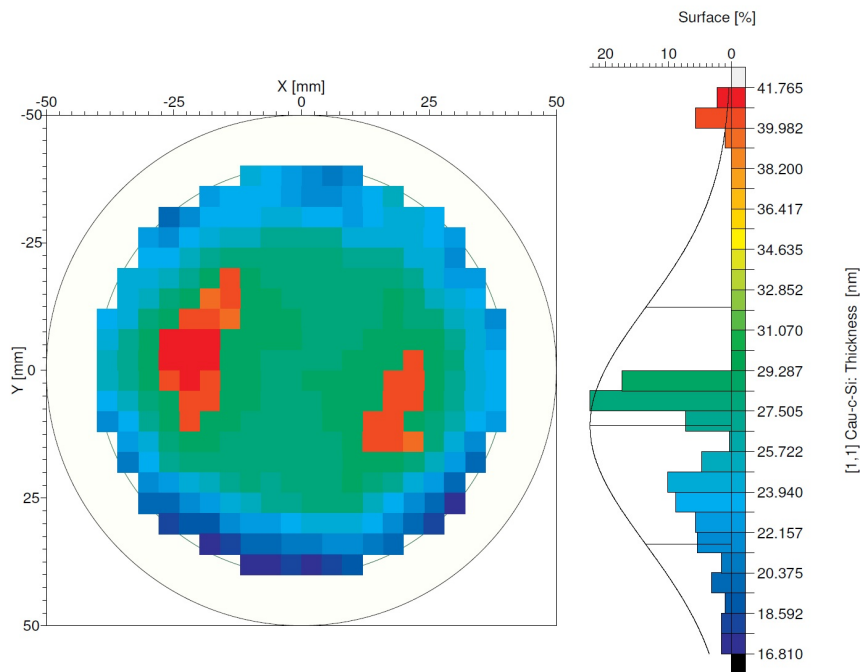


Abbildung 4.3
Mapping der Ellipsometermessung zur Überprüfung der Schichtdicke des Device Layer Siliziums nach dem Ausdünnen von 340 nm auf 40 nm.

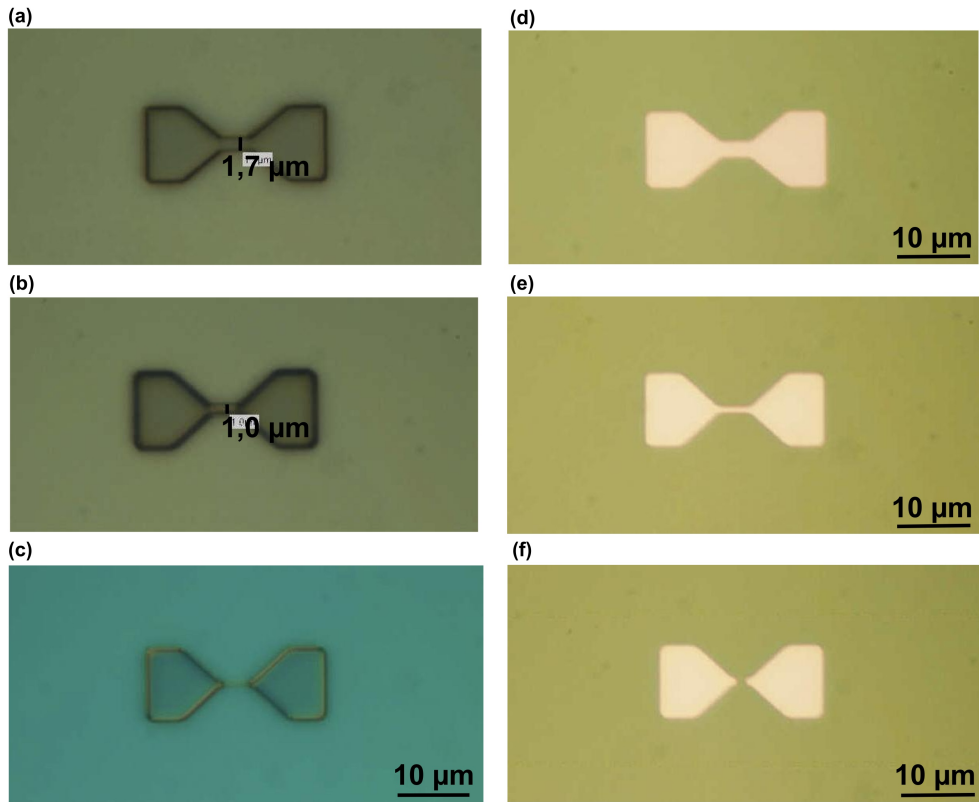


Abbildung 4.4

Die Ergebnisse der Lithographie und RIE Ätzung zur Definition der NRFETs.

(a) Photolackstruktur, dessen kleinste zu übertragende Struktur bei $W = 2 \mu\text{m}$ lag, beispielhaft dargestellt an Hand des NRFET Typs NR2x4.

(b) Photolackstruktur, dessen kleinste zu übertragende Struktur bei $W = 1 \mu\text{m}$ lag, beispielhaft dargestellt an Hand des NRFET Typs NR1x4.

(c) Photolackstruktur, dessen kleinste zu übertragende Struktur bei $W = 1 \mu\text{m}$ lag, beispielhaft dargestellt an Hand des NRFET Typs NR1x4. Die Struktur wurde nicht korrekt entwickelt.

(d) NRFET des Typs NR2x4, der in das Silizium geätzt wurde.

(e) NRFET des Typs NR1x4, der in das Silizium geätzt wurde.

(f) NRFET des Typs NR2x4, der in das Silizium geätzt wurde. In diesem Fall war der NRFET defekt, da die Struktur nicht vollständig geätzt wurde.

Die Ergebnisse der anschließenden RIE Ätzung zum Übertragen der Lackstrukturen in das Silizium zeigen die Abbildungen 4.4 (d)-(f). Alle Strukturen, die zuvor auch im Photolack vollständig zu erkennen waren, wurden vollständig in das Silizium geätzt. Wie die Abbildungen 4.4 (d) und (e) zeigen, wurden sowohl NRFETs des Typs NR2xX als auch NR1xX im Silizium definiert. Während die Typen NR2xX vollständig ohne Defekte übertragen wurden, waren für die kleineren NR1xX Typen auch nicht vollständig übertragene NRFETs zu finden. Diese waren wie die defekten Lackstrukturen in der Mitte unterbrochen, vgl. Abb. 4.4 (f).

Die Höhe der geätzten Strukturen wurde an Hand einer Dektak Messung überprüft, deren Ergebnis in Abb. 4.5 dargestellt ist. Die Basislinie bei 0 entsprach der Oberfläche des BOXs. Die Höhe der Strukturen auf dem Wafer lag entsprechend der Messung bei 44 nm.

Zur Kontrolle des Gateoxids wurde ein Testwafer mitoxidiert. An Hand einer Ellipsometermessung der Dicke des auf dem Testwafer entstandenen Oxids wurde die Dicke des Gateoxids auf 5 nm bestimmt.

Die Lithographie, für die Definition des Backgates durch das BOX war auf Grund ihrer Größe von $190\text{ }\mu\text{m} \times 240\text{ }\mu\text{m}$ völlig unkritisch. Mit Hilfe eines Dektak Profilmessers wurde die Ätztiefe der Backgatekontakte nach der Ätzung auf 350 nm bestimmt, siehe Abb. 4.6. Die Nulllinie entsprach der unteren Seite des BOXs, also der Seite, die am Bulksilizium anlag.

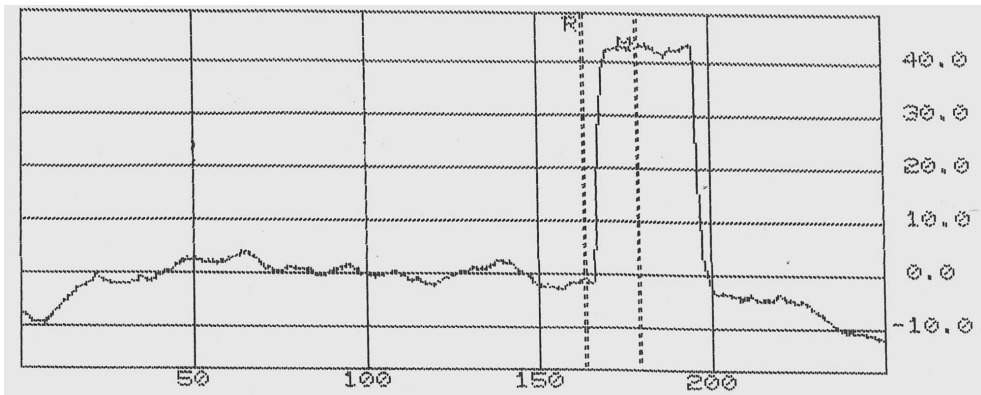


Abbildung 4.5

Die Abb. zeigt eine Dektak Messung der Höhe der Siliziumstrukturen (NRFETs) aus dem ersten Prozessdurchlauf.

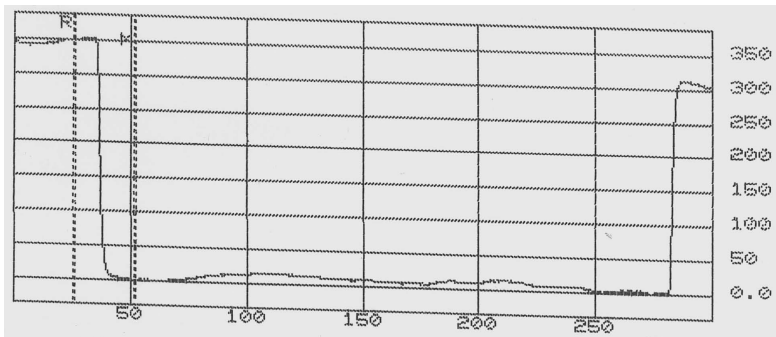


Abbildung 4.6

Die Dektak Messung des Backgatekontakts im ersten Prozessdurchlauf.

Abb. 4.7 zeigt Mikroskopaufnahmen des Photolacksystems zur Definition der Leiterbahnen und Bondpads nach der Lithographie und nach dem Lift-Off zur Strukturierung der Metalisierung. Teil (a) der Abbildung zeigt das Schichtsystem der beiden Photolacke nach der Lithographie. Da der untere Lack, der LOR3B, nicht photosensitiv ist, hängt seine Entwicklung nur von der Entwicklungszeit ab. Dadurch konnte der untertunnelte Bereich am Rand der Kanten realisiert werden. Die Breite der Leiterbahnstruktur entspricht mit $6\mu\text{m}$ genau der Struktur der Maske, die übertragen werden sollte. Die Aluminiumleiterbahnen nach dem Lift-Off zeigt Abb. 4.7 (b). Ihre Breite beträgt $6\mu\text{m}$. Bei genauer Betrachtung des Kontakts der Leiterbahnen mit dem Silizium fällt auf, dass die gesamte Struktur leicht nach links verschoben war, da der Überlapp der Leiterbahn auf dem Silizium auf der rechten Seite etwas größer war als auf der linken Seite. Abb. 4.7 (c) zeigt eine Rasterelektronenmikroskop (REM) Aufnahme der Spitze der Leiterbahn unter einem Winkel von 60° . Die Kanten der Aluminiumschicht nach dem Lift-Off waren sehr rund, was die später folgende Passivierung erleichtert. Die Ergebnisse des Temperns zum Etablieren der ohmschen Kontakte sind in der elektrischen Charakterisierung, Kap. 4.2.2, aufgeführt.

Für die aus SU-8 realisierte Passivierung der Chips wurde zunächst eine Testlithographie des Photolacks durchgeführt, deren Ergebnisse in Abb. 4.8 (a) und (b) gezeigt sind. Abb. 4.8 (a) ist das Ergebnis der Lithographie nach der Entwicklung. Am Rand der Strukturen waren deutlich kleine Risse zu erkennen. Daher wurde der Testwafer im Anschluss an die Lithographie zusätzlich für 2 h bei 180°C ausgebacken. Wie Abb. 4.8 (b) zeigt, konnten die Risse so ausgeheilt werden. Das Ergebnis der SU-8 Passivierung des NRFET Wafers nach diesem zusätzlichen Ausbacken zeigt Abb. 4.8 (c) für ein NRFET des Typs NR1x4 und Abb. 4.8 (d) für ein NRFET des Typs NR2x200. Um die Öffnung der Passivierung im letzteren Fall zu sehen, kann nur ein Teil der Gesamtlänge des NRFETs dargestellt werden. Beide Bilder zeigen, dass die Passivierung funktioniert hat und nur der gewünschte Bereich des NRFETs geöffnet

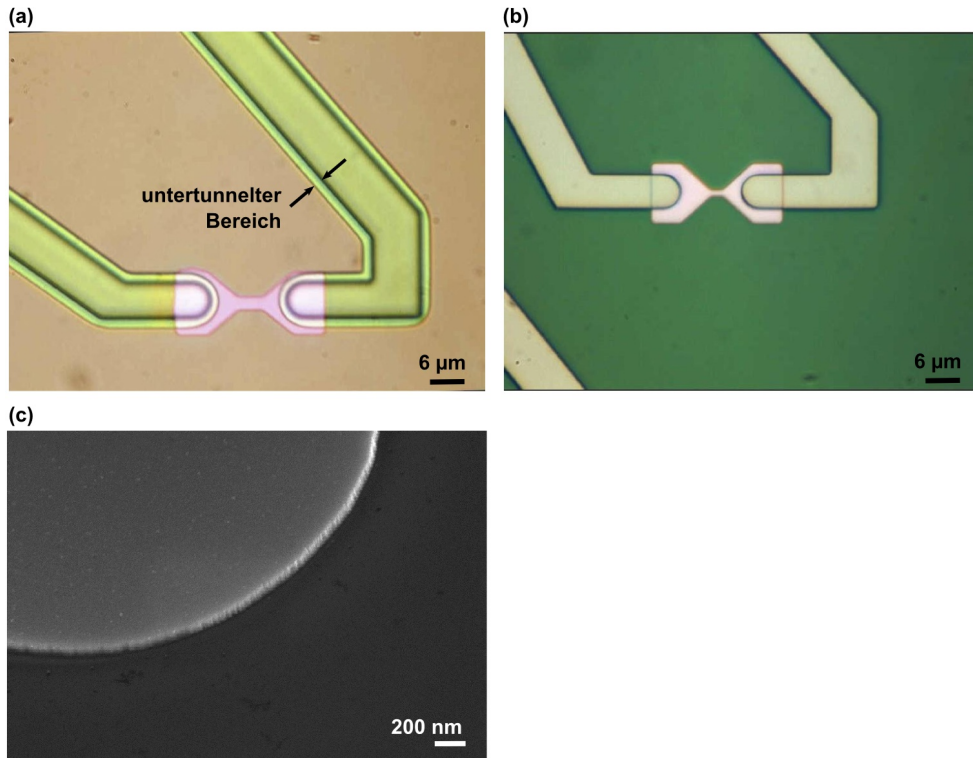


Abbildung 4.7

Ergebnisse der Metallisierung.

(a) Lithographie zur Strukturierung des Aluminiums.

(b) Zwei Leiterbahnen nach der Aluminiumstrukturierung durch den Lift-Off, die den NRFET kontaktieren.

(c) REM Aufnahme des Endstücks der Leiterbahn.

wurde, obwohl die Öffnung nicht ganz mittig saß. Abb. 4.8 (e) zeigt eine REM Aufnahme eines geöffneten NRFETs. Der NRFET unter der Passivierung ist deutlich zu erkennen. Allerdings war in diesem Fall die Öffnung leicht nach rechts verschoben. Ein focused ion beam (FIB) Schnitt durch den Aluminium/Silizium Kontakt zeigt das REM Bild in Abb. 4.8 (f). Durch den Schnitt durch die SU-8 Passivierung ist die Aluminiumleiterbahn und die Kante an der Stelle, an der das Aluminium auf das Silizium trifft, zu sehen. Am rechten Rand ist die Verjüngung des Siliziums zum NRFET zu erkennen.

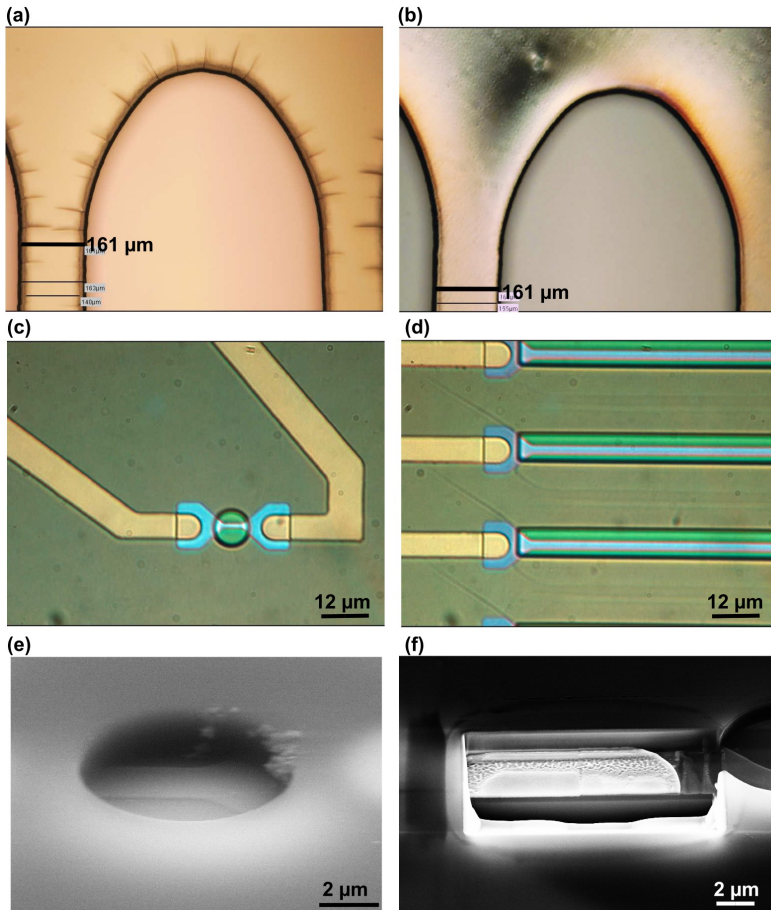


Abbildung 4.8

Ergebnisse der SU-8 Passivierung. (a) Test der Lithographie mit dem Photolack SU-8. Nach dem Entwickeln waren noch Risse an den Rändern zu sehen. (b) Die Teststruktur wurde einem zusätzlichen Ausbackschritt unterzogen. Die Risse konnten damit ausgeheilt werden. (c) Fertig prozessierter NRFET des Typs NR1x4. Zu sehen ist die Struktur im Silizium (hellblau), die Leiterbahnen (goldgelb) und die Öffnung der SU-8 Passivierung (grün). (d) Fertig prozessierter NRFET des Typs NR2x200. Zu sehen ist die Struktur im Silizium (hellblau), eine Leiterbahn (goldgelb) und die Öffnung der SU-8 Passivierung (grün). Um die Öffnung zu zeigen, kann nicht die ganze Länge dargestellt werden. (e) REM Aufnahme des geöffneten Teils eines NRFETs. Durch die Öffnung der SU-8 Passivierung ist die Struktur im Silizium zu sehen. (f) REM Aufnahme eines FIB Schnitts durch die Probe.

Alle Chips, die von diesem Wafer stammten, werden im Folgenden durch das Kürzel Durchlauf 1 (D1) dem ersten Prozessdurchlauf zugeordnet.

Herstellung der Teststrukturen zur Charakterisierung der Al/Si Kontakte

Die elektrische Charakterisierung des ersten Prozessdurchlaufs, Kap. 4.2.1, erforderte eine genauere Charakterisierung der Al/Si Kontakte. Daher wurden, bevor der zweite Durchlauf zur Herstellung der NRFET Chips durchgeführt wurde, einige Teststrukturen hergestellt, um die Kontakte zwischen dem Aluminium der Leiterbahnen und dem Silizium der NRFETs genau zu verstehen. Die Teststrukturen, Abb. 4.9, unterschieden sich in der Größe der Kontaktfläche $A_{\text{Kont.}}$ zwischen Silizium und Aluminium. Dabei variierten die Kontaktflächen $A_{\text{Kont.}}$ von $49 \mu\text{m}^2$ bis $80 \mu\text{m}^2$ für die Teststrukturen des Typs TS1 und von $160 \mu\text{m}^2$ bis $250000 \mu\text{m}^2$ für die Teststrukturen des Typs TS2.

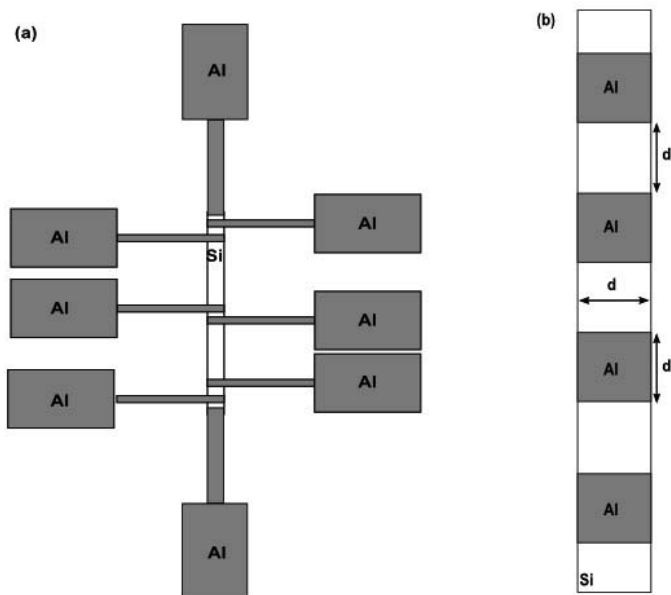


Abbildung 4.9

Teststrukturen zur Charakterisierung der Al/Si Kontakte. (a) Der Typ TS1. b) Der Typ TS2.

Die Strukturen TS1 wurden auf einem SOI Wafer mit den gleichen Spezifikationen des ersten Prozessdurchlaufs aufgebracht. Das strukturierte Aluminium wurde bei 300 °C für 10 min getempert. Die Teststrukturen TS2 wurden auf mehreren Bulksiliziumwafern mit verschiedenen Leitfähigkeiten von 0,01 – 0,02 Ωcm und 7 – 21 Ωcm sowie einem SOI Wafer mit 14 – 22 Ωcm verwendet. Das Tempern erfolgte bei verschiedenen Temperaturen, 400 °C, 475 °C, 525 °C und 550 °C für jeweils 10 min. Auf Grund der Größe der Strukturen von mehreren Mikrometern konnten die Lithographien für die Strukturierung problemlos durchgeführt werden. Die Ergebnisse des Temperns sind im Kapitel zur elektrischen Charakterisierung dargestellt, Kap. 4.2.2.

2. Prozessdurchlauf

Im zweiten Prozessdurchlauf sind einige der Prozessschritte entsprechend den Ergebnissen aus dem ersten Prozessdurchlauf und den Teststrukturen für die Kontakte optimiert worden. Das vollständige Ellipsometermapping des SOI Wafers nach dem Ausdünnen ergab eine mittlere Siliziumdicke von 70 nm, die stellenweise bis zu 74 nm dick oder bis zu 65 nm dünn war, siehe Abb. 4.10. Wie in Kapitel 4.1.2 schon erwähnt, wurden die Dimensionen W und L der NRFETs ab diesem zweiten Durchlauf überarbeitet. Auch die Flächen für die Kontakte des Siliziums mit dem Metall wurden größer gestaltet. Die Ergebnisse der Lithographie zur Siliziumstrukturierung nach dem Ausdünnen verdeutlicht Abb. 4.11. Teil (d) zeigt die Lackstruktur eines Typ NR1.5x4 NRFETs, dessen kleinster Abstand 1.5 μm beträgt. Seine gesamte Struktur war deutlich im Lack zu erkennen. Die größeren Strukturen der Typen NR 2x4, NR2x200 und NR4x2 konnten ebenfalls problemlos in den Photolack übertragen werden. Durch die RIE Ätzung konnten alle Strukturen, auch die kleinsten 1.5 μm Strukturen, in das Silizium des Device Layers übertragen werden, Abb. 4.11 (e) - (f). Die Höhe der Strukturen wurde an Hand einer Dektak Messung bestimmt, siehe Abb. 4.12. Es ergab sich für diesen Durchlauf eine Höhe von 80 nm.

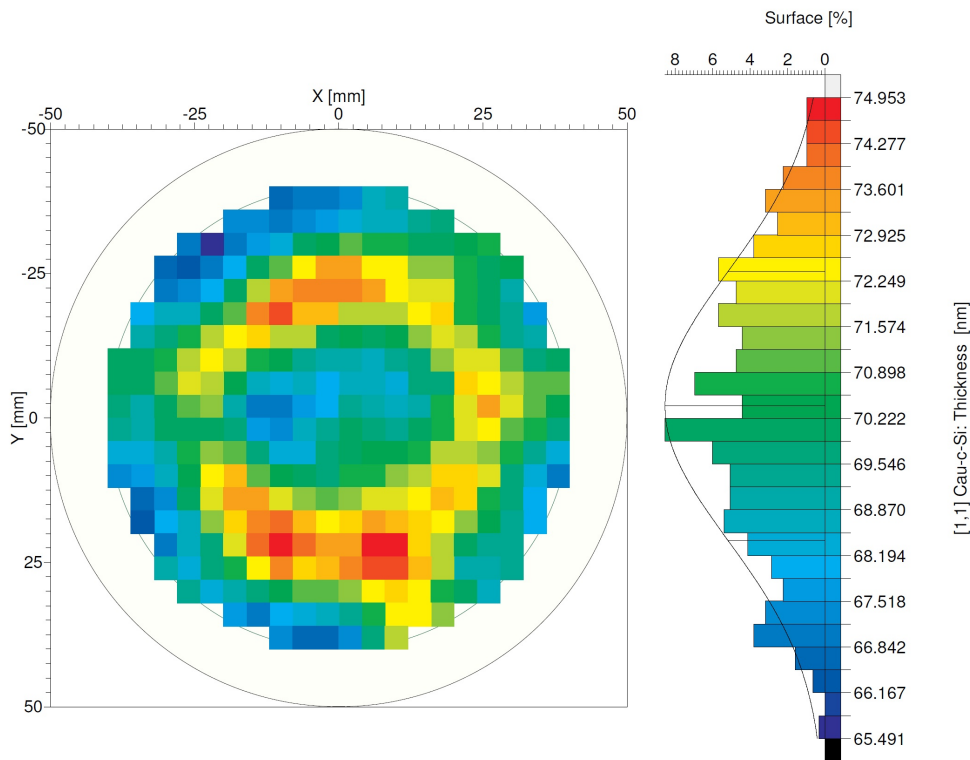


Abbildung 4.10
Ellipsometermapping des Wafers aus dem zweiten Prozessdurchlauf.

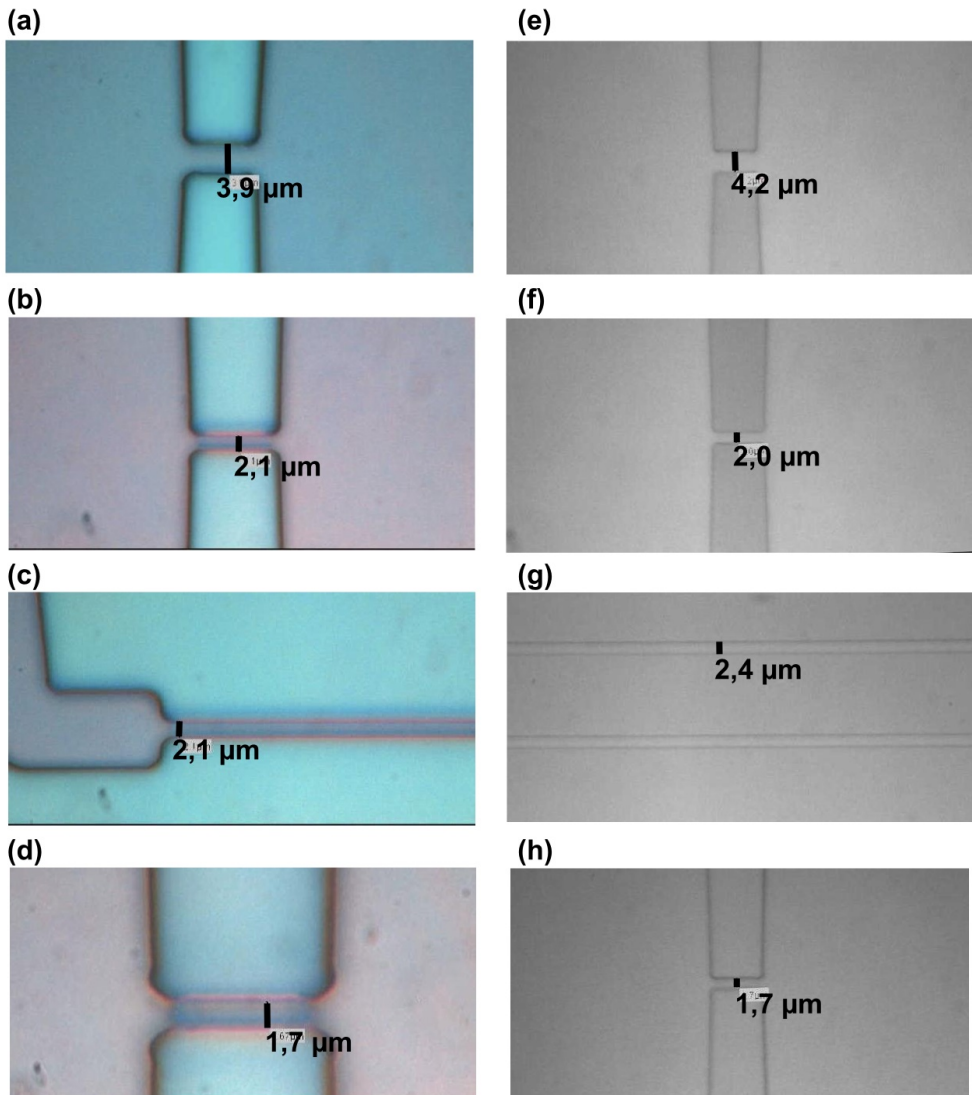


Abbildung 4.11

Ergebnisse der Strukturierung des Siliziums des zweiten Prozessdurchlaufs.

- (a) Lithographie der NRFETs des Typs NR4x2.*
- (b) Lithographie der NRFETs des Typs NR2x4.*
- (c) Lithographie der NRFETs des Typs NR2x200.*
- (d) Lithographie der NRFETs des Typs NR1.5x4.*
- (e) RIE Ätzung der NRFETs des Typs NR4x2.*
- (f) RIE Ätzung der NRFETs des Typs NR2x4.*
- (g) RIE Ätzung der NRFETs des Typs NR2x200.*
- (h) RIE Ätzung der NRFETs des Typs NR1.5x4.*

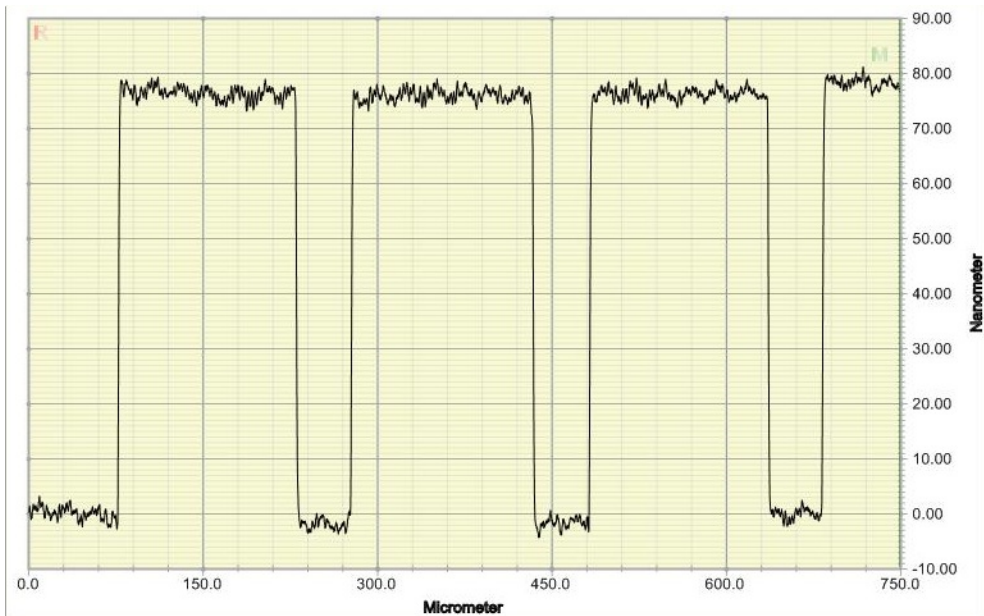


Abbildung 4.12

Dektak Messung der Stufenhöhe der Nanoribbon Feld-Effekt Transistoren (NRFETs).

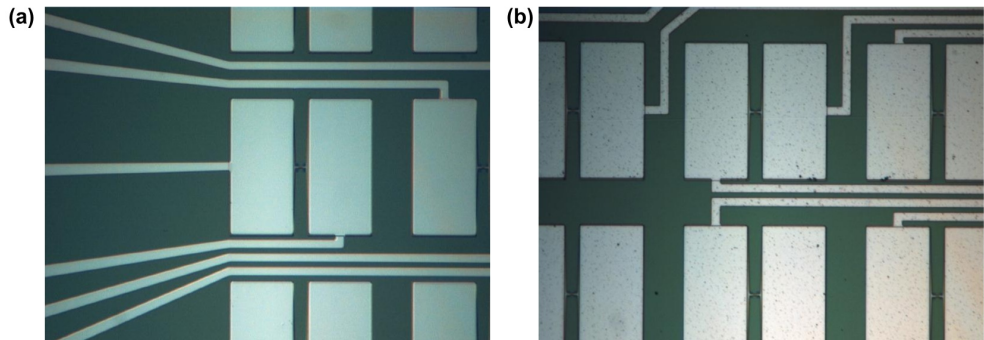


Abbildung 4.13

Das Aluminium vor und nach dem Tempern.

(a) Die Aluminiumleiterbahnen direkt nach dem Lift-Off der Lithographie.

(b) Die Aluminiumleiterbahnen nach dem Tempern sind deutlich rauer.

Da das Tempern ab diesem Prozessdurchlauf bei 475 °C für 10 min durchgeführt wurde, war das Aluminium nach dem Tempern deutlich rauer als zuvor, wie Abb. 4.13 zeigt. Die elektrische Charakterisierung der Kontakte zwischen Aluminium (Al) und dem p⁺ implantierten Silizium ist in Kap. 4.2.2 dargestellt.

Die Chips vom Wafer des zweiten Durchlaufs werden durch das Kürzel Durchlauf 2 (D2) gekennzeichnet.

3. und 4. Prozessdurchlauf

Der dritte und vierte Prozessdurchlauf verliefen weitestgehend analog zum zweiten Prozessdurchlauf. Lediglich einzelne Prozessschritte wurden modifiziert, um Wege zu einer weiteren Optimierung des Prozesses zu finden.

Die Abb. 4.14 zeigt das Ellipsometermapping des SOI Wafers im dritten Prozessdurchlauf nach dem Ausdünnen. Danach lag die mittlere Dicke des ausgedünnten Device Layer Siliziums bei 69 nm, fiel aber auch bis auf 62 nm ab bzw. stieg bis auf 75 nm an.

Die Unterschiede des dritten Prozessdurchlaufs zum 2. Prozessdurchlauf bestanden in den beiden Prozessschritten zur Oxidation des Gateoxids und zum Ätzen des Backgatekontakts durch das BOX. Beide Prozessschritte wurden in der Reihenfolge vertauscht. Die Ätzung der Backgatekontakte erfolgte zuerst, dann wurde das Gateoxid aufgewachsen. Nach der Lithographie zur Definition der Backgatekontakte wurden diese durch die RIE Ätzung in den Wafer geätzt. Abb. 4.15 zeigt eine Dektak Messung des Lacks vor der Ätzung, Teil (a), und nach der Ätzung, Teil (b). Der Unterschied der Stufenhöhe betrug 229 µm.

Die Oxidation zum Aufwachsen des Gateoxids folgte, außer dass sie in diesem Durchlauf erst nach dem Ätzen der Backgatekontakte durchgeführt wurde, analog zu den vorherigen Prozessdurchläufen. Die Dicke des Gateoxids lag, entsprechend einer Ellipsometermessung, bei 4,9 nm.

Das Ellipsometermapping des vierten Durchlaufs zeigt Abb. 4.16. Der vierte Prozessdurchlauf war dadurch gekennzeichnet, dass nach der Metallisierung und Strukturierung der Leiterbahnen und Kontakte, mit Hilfe einer atomic layer deposition (ALD) Anlage eine zusätzliche Schicht von 10 nm Al₂O₃ abgeschieden wurde. Die daraus resultierenden Neuerungen zeigen sich im wesentlichen in der elektrischen Charakterisierung in Kap. 4.2.3.

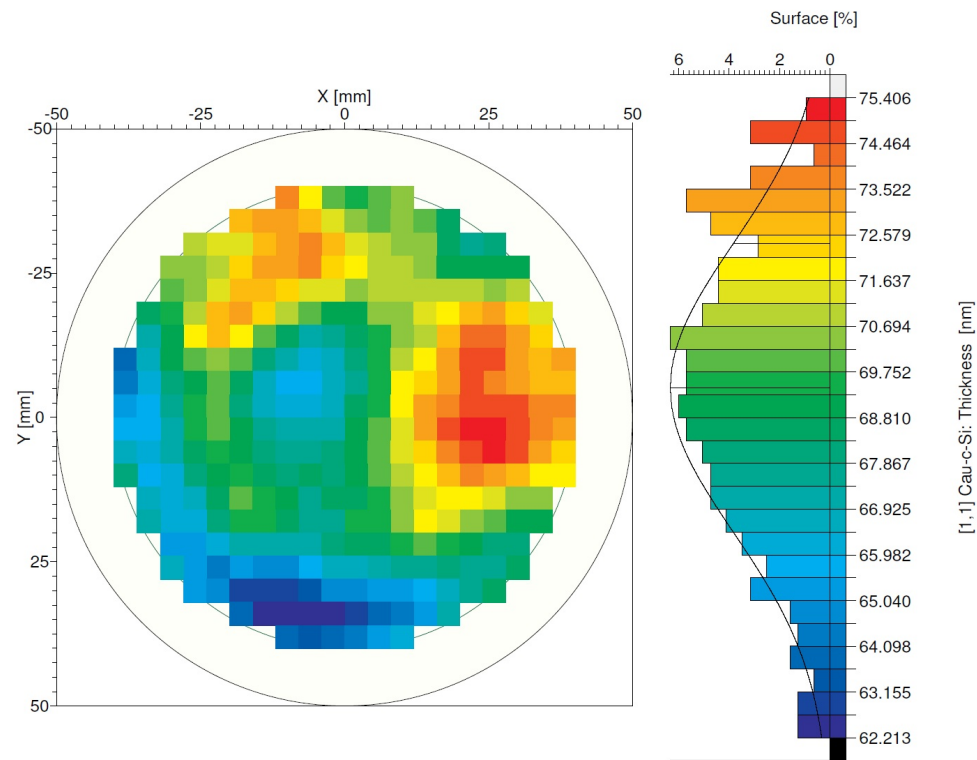


Abbildung 4.14
Ellipsometermapping des Wafers aus dem dritten Prozessdurchlauf.

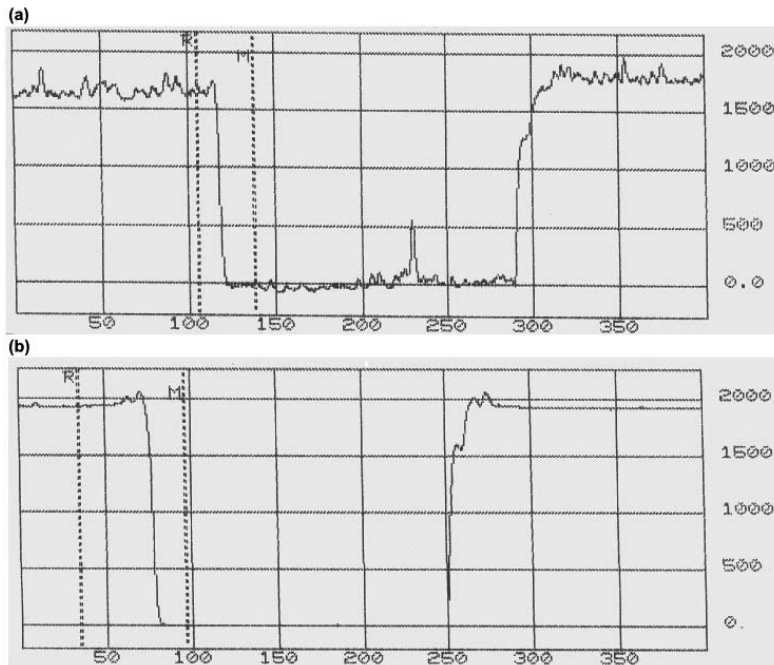
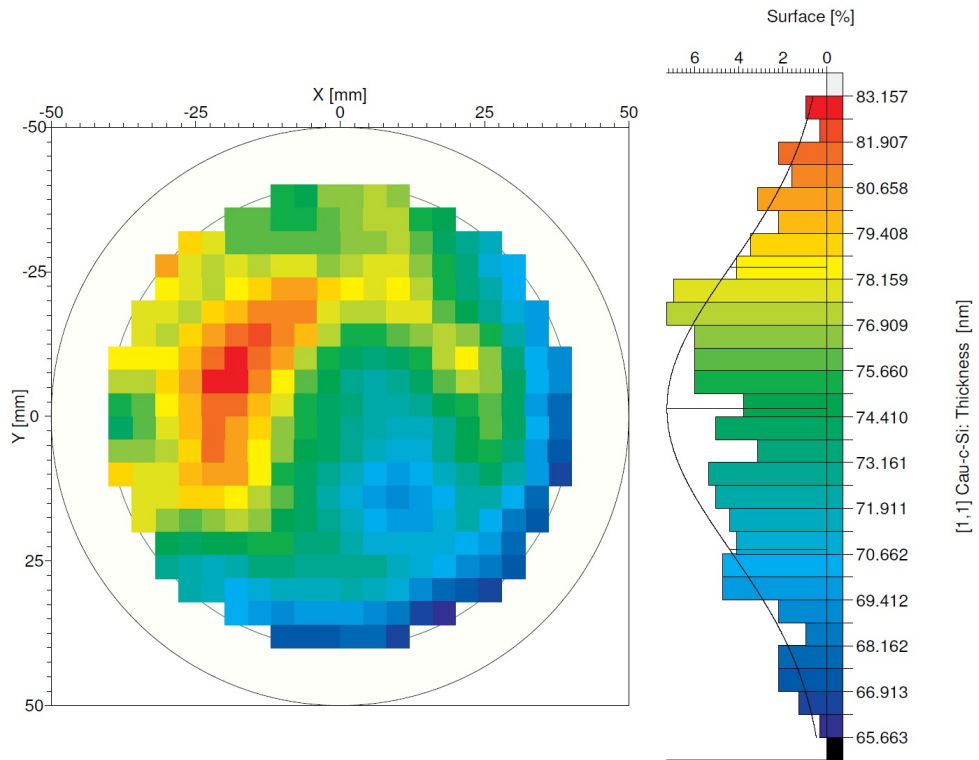


Abbildung 4.15

Dektak Messung der Backgateätzung im dritten Prozessdurchlauf.

(a) Dektak Messung des entwickelten Photolacks.

(b) Dektak Messung nach der RIE Ätzung. Der Lack ist noch nicht vom Wafer entfernt worden.

**Abbildung 4.16**

Ellipsometermapping des Wafers aus dem vierten Prozessdurchlauf.

Zusätzliche Charakterisierung des Ausdünnungsprozesses

Auf Grund der Ergebnisse der elektrischen Charakterisierung wurde abschließend ein weiterer Test zur Charakterisierung des Ausdünnens des Device Layers durchgeführt. Dazu ist ein SOI Wafer, wie er auch für die Prozessdurchläufe zur Herstellung der NRFETs verwendet wurde, durch thermische, nass-chemische Oxidation auf eine Dicke des Silizium von 100 nm ausgedünnt worden. Das durch die Oxidation entstandene Siliziumdioxid wurde durch HF (1 %) entfernt. Anschließend wurde der Wafer für 20 min einem Wright-Etch ausgesetzt, um OISF Defekte sichtbar zu machen, vgl. Kap. 3.1.4. Das Ergebnis zeigt die Mikroskopaufnahme in Abb. 4.17. Die schwarzen Stellen sind OISF Defekte von mehreren Mikrometern Größe.



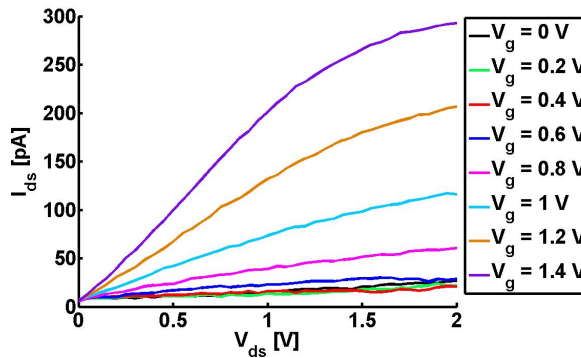
Abbildung 4.17
OISF Defekte nach dem Wright-Etch.

4.2 Elektrische Charakterisierung der NRFETs

In diesem Kapitel werden der Reihe nach die Ergebnisse der elektrischen Charakterisierung der NRFETs aus den vier Durchläufen sowie der Teststrukturen zur Charakterisierung des Aluminium/Silizium Kontakts gegeben. Die verwendeten Geräte und Methoden zur Charakterisierung sind in Kap. 3.2.2 und 3.2.3 aufgeführt.

4.2.1 Die NRFETs des ersten Durchlaufs

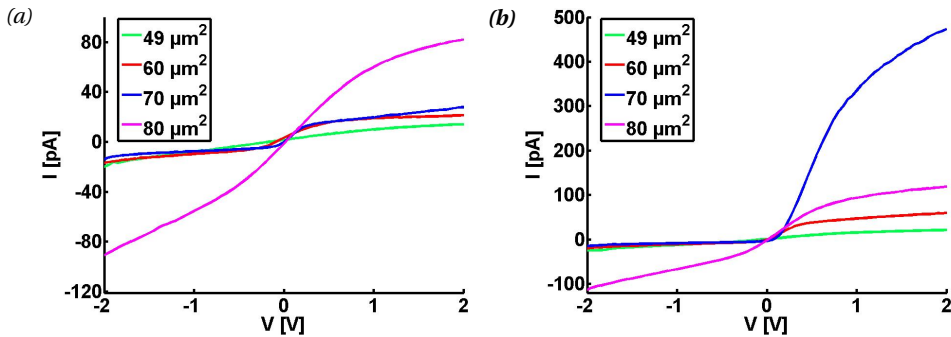
Abb. 4.18 zeigt typische Ausgangskennlinien eines Typ NR2x4 NRFETs aus dem ersten Prozessdurchlauf. Der Sättigungsstrom steigt mit der Gate-Spannung an. Die maximalen Ströme liegen im Bereich von einigen hundert Pikoampere.

**Abbildung 4.18**

Die Ausgangskennlinien eines NRFETs aus dem ersten Prozessdurchlauf.

4.2.2 Die Charakterisierung der Al/Si Kontakte

Zur detaillierten Charakterisierung der Al/Si Kontakte wurden elektrische Messungen der dazu hergestellten Teststrukturen, siehe Kap. 4.1.3, durchgeführt. Wie in dem Kapitel beschrieben wurden zunächst Teststrukturen des Typs TS1 auf einem SOI Wafer mit der Leitfähigkeit $14 - 22 \Omega\text{cm}$ ($t_{\text{Device Layer}} = 340 \text{ nm}$, Tempern: 300°C , 10 min) aufgebracht und elektrisch charakterisiert. Abb. 4.19 zeigt exemplarisch einige aufgezeichnete I-V Kurven der Teststrukturen mit unterschiedlich großen Kontaktflächen. Der Abstand der Kontakte der in Abb. 4.19 (a) dargestellten Messung betrug $370 \mu\text{m}$. Es ist deutlich zu erkennen, dass der Widerstand nichtlinear mit der Spannung verläuft. Eine Analyse gleichartiger Messungen weiterer Teststrukturen mit den gleichen Größen und Abständen zeigte, dass die Kurven zwar typischerweise die dargestellte Gestalt aufwiesen, aber starke Variationen beim Betrag des Stroms zeigten. Ein solches Beispiel ist in der Abb. 4.19 (b) dargestellt. Der Abstand der Kontakte betrug für diese Messung $780 \mu\text{m}$. Auffällig ist die Kurve für die Kontaktfläche von $70 \mu\text{m}^2$, die eine deutlich andere Gestalt und einen wesentlich höheren Strom aufweist. Solche Ausreißer konnten immer wieder beobachtet werden. Insgesamt zeigen alle vier Kurven höhere Ströme als die in (a) dargestellte Messung.

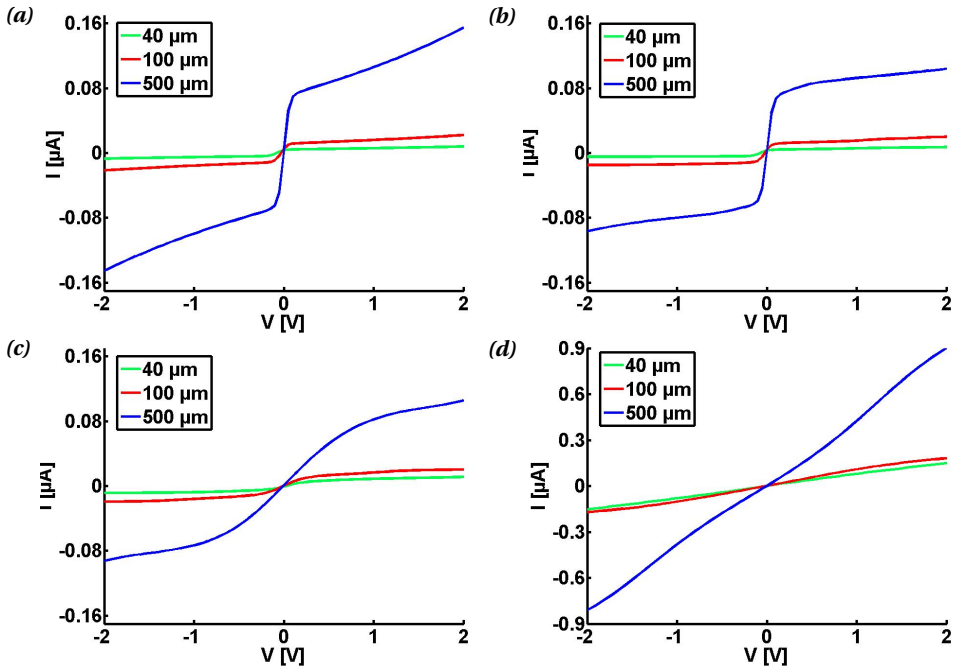
**Abbildung 4.19**

Die Elektrische Charakterisierung der Teststrukturen des Typs TS1 auf einem SOI Wafer.

(a) Abstände der Kontakte $370 \mu\text{m}$

(b) Abstände der Kontakte $780 \mu\text{m}$

Die Ergebnisse der Teststrukturen des Typs TS2 auf dem SOI Wafer sind in Abb. 4.20 gegeben. (a) zeigt die elektrische Charakterisierung nach dem Tempern bei 400°C für 10 min, (b) nach dem Tempern bei 475°C für 10 min, (c) nach dem Tempern bei 525°C für 10 min und (d) nach dem Tempern bei 550°C für 10 min. Die Kantenlängen und Abstände der Kontaktflächen zueinander betrugen jeweils $40 \mu\text{m}$, $100 \mu\text{m}$ und $500 \mu\text{m}$. Für alle Temperaturen beim Tempern hängt der Strom und damit der Kontaktwiderstand von der Größe der Kontaktfläche ab. Der Verlauf der einzelnen Kurven nach dem Tempern hängt von der Temperatur während des Temperns ab. Während die einzelnen Stromkurven für die Temperaturen $T \leq 475^\circ\text{C}$ sehr ähnlich sind, ist der Verlauf der Stromkurven ab einer Temperatur von $T = 525^\circ\text{C}$ gestreckt und bei $T = 550^\circ\text{C}$ nahezu linear. Weiterhin sind die gemessenen Ströme für $T = 550^\circ\text{C}$ um einen Faktor 9 höher, was einem um den selben Faktor reduzierten Widerstand entspricht.

**Abbildung 4.20**

Die Elektrische Charakterisierung der Teststrukturen des Typs TS2 auf einem SOI Wafer.

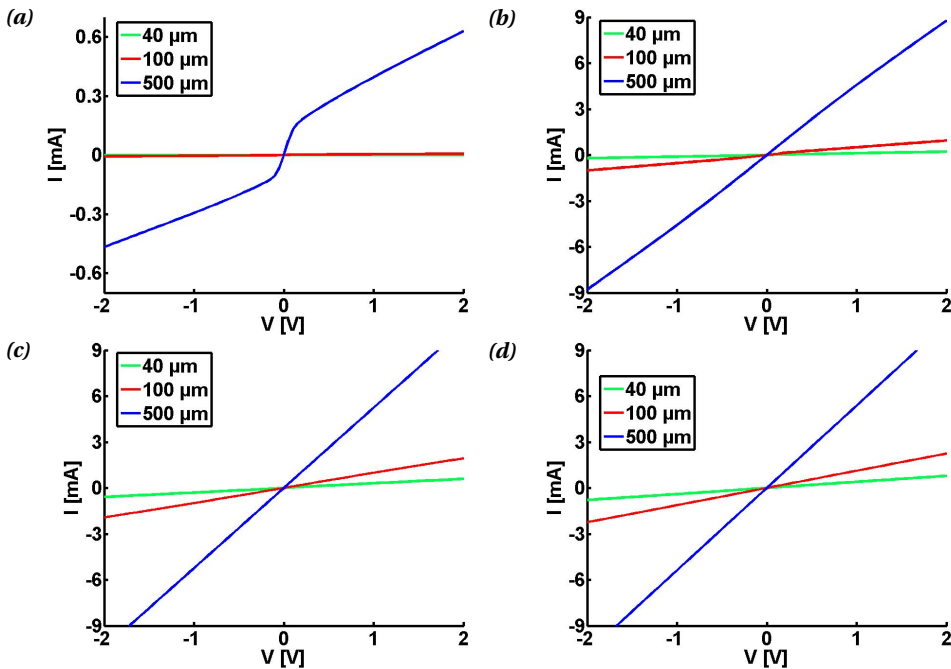
(a) Nach dem Tempern bei 400°C für 10 min.

(b) Nach dem Tempern bei 475°C für 10 min.

(c) Nach dem Tempern bei 525°C für 10 min.

(d) Nach dem Tempern bei 550°C für 10 min.

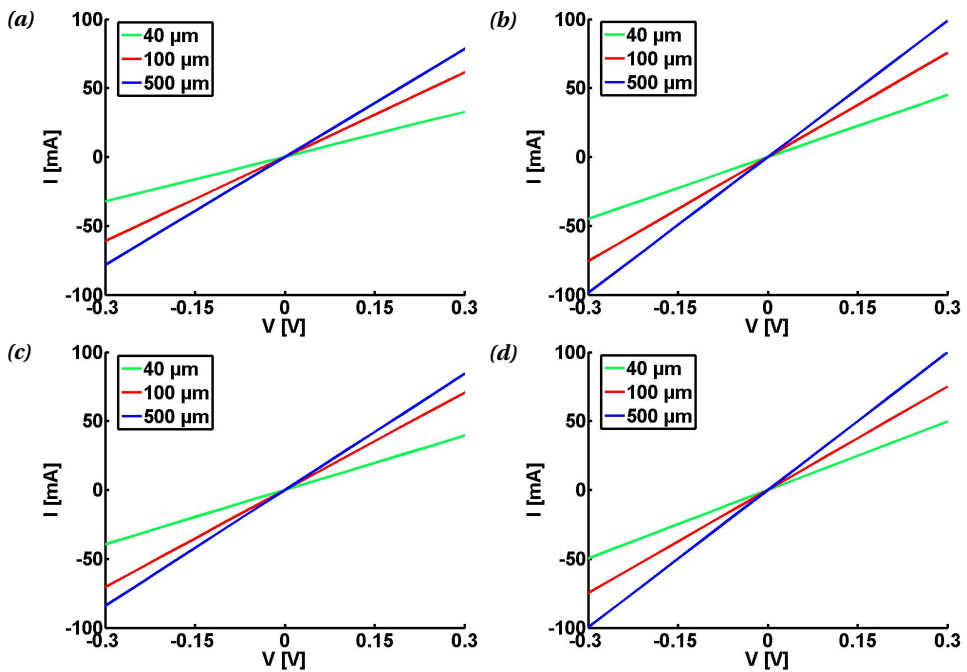
Analog wurde die elektrische Charakterisierung der Teststrukturen des Typs TS2 auf dem Bulk Silizium Wafer mit einem spezifischen Widerstand von $\rho = 7 - 21 \Omega\text{cm}$ durchgeführt. Die Ergebnisse für die vier verschiedenen Temperaturen beim Tempern zeigt Abb. 4.21. Die Änderung des Stroms mit der Größe der Kontaktfläche als auch die Veränderung des Verlaufs der einzelnen Kurven mit der Temperatur während des Temporns ist zu sehen. Auf diesem Wafer verläuft der Strom in Abhängigkeit der Spannung bereits ab einer Tempertemperatur von 475°C linear. Ab dieser Temperatur sind auch die maximalen Ströme also die minimalen Widerstände konstant.

**Abbildung 4.21**

Die Elektrische Charakterisierung der Teststrukturen des Typs TS2 auf einem Bulk Silizium Wafer mit $\rho = 7 - 21 \Omega\text{cm}$.

- (a) Nach dem Tempern bei 400°C für 10 min.
- (b) Nach dem Tempern bei 475°C für 10 min.
- (c) Nach dem Tempern bei 525°C für 10 min.
- (d) Nach dem Tempern bei 550°C für 10 min.

In Abb. 4.22 sind die Ergebnisse der elektrischen Charakterisierung der Teststrukturen des Typs TS2 auf dem Bulk Silizium Wafer mit einem spezifischen Widerstand von $\rho = 0.01 - 0.02 \Omega\text{cm}$ dargestellt. Auffällig ist in diesem Fall, dass der Verlauf der einzelnen Kurven für alle Tempertemperaturen linear ist. Die Größe der Kontaktfläche behält ihren Einfluss auf den Widerstand der Strukturen. Im Vergleich aller Messungen zeigt sich, dass der Widerstand der Teststrukturen mit der Tempertemperatur leicht ansteigt, wobei sich der Widerstand der kleineren Kontakte dem der größeren immer weiter angleicht.

**Abbildung 4.22**

Die Elektrische Charakterisierung der Teststrukturen des Typs TS2 auf einem Bulk Silizium Wafer mit $\rho = 0.01 - 0.02 \Omega\text{cm}$.

(a) Nach dem Tempern bei 400°C für 10 min.

(b) Nach dem Tempern bei 475°C für 10 min.

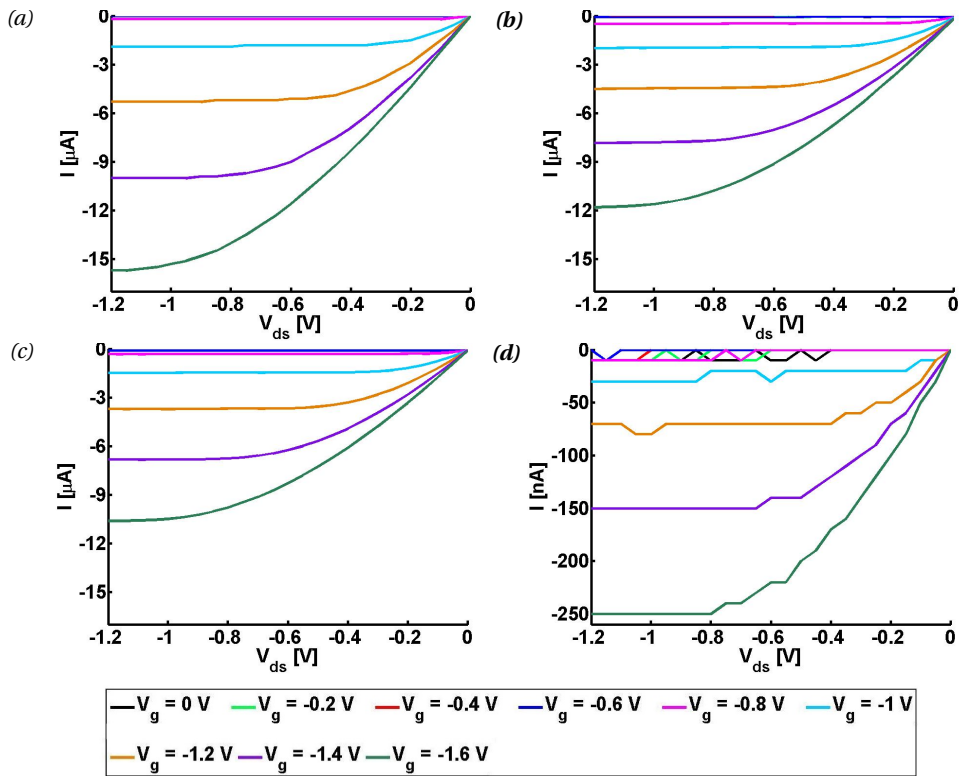
(c) Nach dem Tempern bei 525°C für 10 min.

(d) Nach dem Tempern bei 550°C für 10 min.

4.2.3 Die NRFETs der Prozessdurchläufe D2-D4 - Steuerung über das Frontgate

In die Herstellung der NRFETs ab dem zweiten Prozessdurchlauf sind, wie in Kap. 4.1.3 beschrieben, die Ergebnisse der elektrischen Charakterisierung der Teststrukturen hinsichtlich der Kontaktwiderstände eingeflossen.

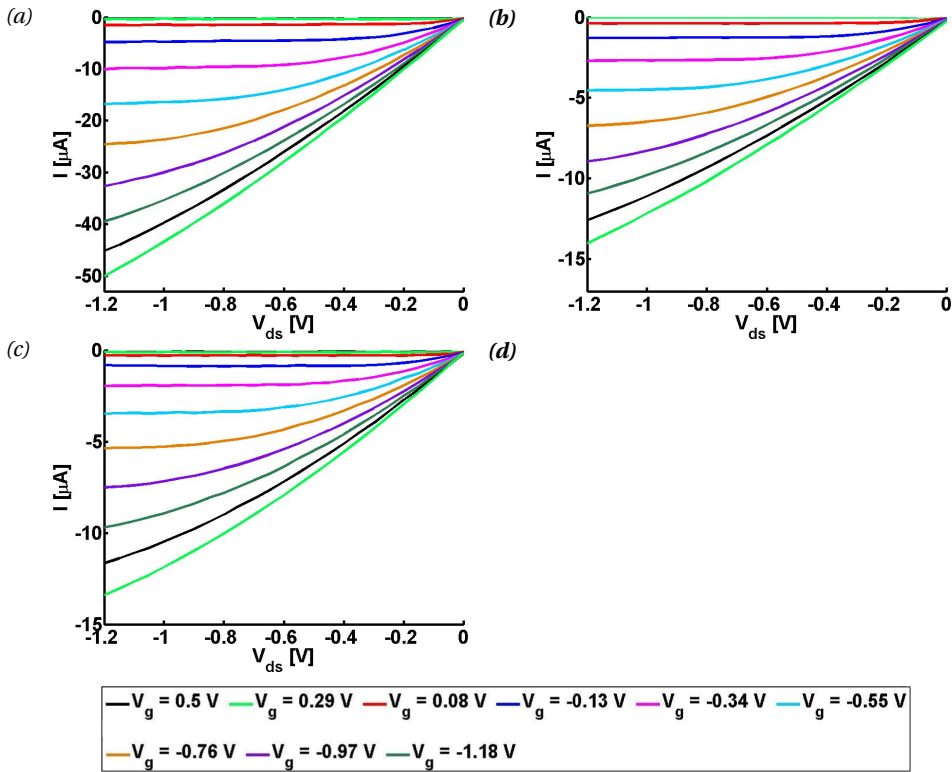
Die NRFETs der Prozessdurchläufe D2-D4 waren alle funktionsfähig. Auf den Chips aus D2 und D3 waren min. 87% der 30 NRFETs steuerbar, bei den Chips aus D4 lag die Quote bei min. 90%. Typische Ausgangskennlinien der verschiedenen NRFET Typen zeigen die Abb. 4.23 und 4.24 für die Durchläufe D2 und D4. Die Chips aus D3 verhielten sich wie die aus D2. Alle Transistoren aus D2 gingen vollständig in die Sättigung über. Sie wiesen keine Kurzkanaleffekte auf und verhielten sich somit wie Langkanaltransistoren. Die höchsten Ströme bei gleicher Source-Drain- und Gate-Spannung zeigten die NRFETs des Typs NR4x2. Die Typen NR2x4 und NR1.5x4 waren nahezu identisch, wobei die NRFETs des Typs NR2x4 leicht höhere Ströme zeigten. Um Größenordnungen kleinere Ströme hingegen lieferten die NRFETs des Typs NR2x200, die nur im Bereich von einigen hundert Nanoampere lagen. In diesem Fall war die Auflösungsgrenze des verwendeten BioMAS Verstärkersystems erreicht. Die NRFETs aus D4, insbesondere die NR4x2, wiesen größere Ströme auf als die NRFETs aus D2. Ihre weiteren Eigenschaften waren identisch mit denen aus D2. Die NRFETs aus D4 verhalten sich ebenfalls wie Langkanaltransistoren. Die NR4x2 NRFETs weisen die größten Ströme auf. Im Vergleich zu den NR2x4 bzw. NR1.5x4 NRFETs, deren Ströme sehr ähnlich waren, weisen die NR4x2 in D4 wesentlich größere Ströme auf.

**Abbildung 4.23**

Ausgangskennlinien aller NRFET Typen aus dem zweiten Prozessdurchlauf. Im Messaufbau diente die Ag/AgCl Elektrode im Elektrolyten (PBS) als Referenzelektrode. Die Referenzelektrode lag auf dem Nullpotential. Für die Graphen erfolgte bereits eine Umrechnung der Potentiale, damit der Source-Kontakt der Potentialnullpunkt war.

(a) NRFET Typ NR4x2 (b) NRFET Typ NR2x4 (c) NRFET Typ NR1.5x4

(d) NRFET Typ NR2x200

**Abbildung 4.24**

Ausgangskennlinien aller NRFET Typen aus dem vierten Prozessdurchlauf. Im Messaufbau diente die Ag/AgCl Elektrode im Elektrolyten (PBS) als Referenzelektrode. Die Referenzelektrode lag auf dem Nullpotential. Für die Graphen erfolgte bereits eine Umrechnung der Potentiale, damit der Source-Kontakt der Potentialnullpunkt war.

(a) NRFET Typ NR4x2 (b) NRFET Typ NR2x4 (c) NRFET Typ NR1.5x4

(d) NRFET Typ NR2x200

In Abb. 4.25 und 4.26 sind die Transferkennlinien der NRFET Typen aus D2 und D4 dargestellt. Die Sättigungsströme der einzelnen Kurven für verschiedene Source-Drain-Spannungen V_{ds} liegen gut aufeinander. Die Triodenregion verhält sich nicht vollständig linear.

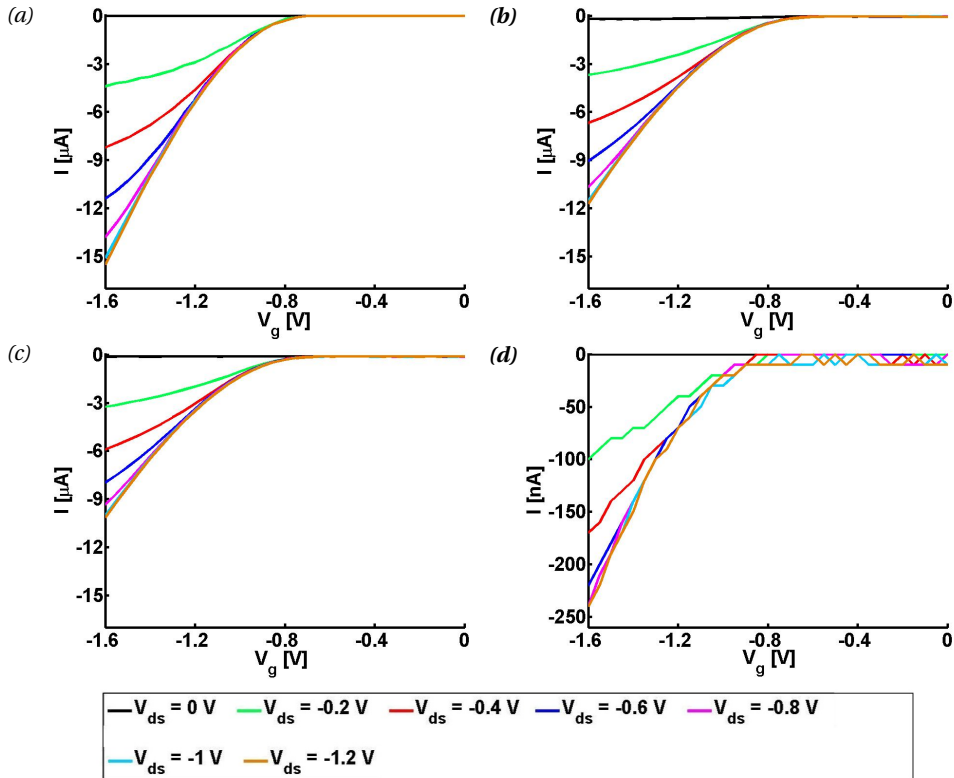


Abbildung 4.25

Transferkennlinien aller NRFET Typen aus dem zweiten Prozessdurchlauf. Im Messaufbau diente die Ag/AgCl Elektrode im Elektrolyten (PBS) als Referenzelektrode. Die Referenzelektrode lag auf dem Nullpotential. Für die Graphen erfolgte bereits eine Umrechnung der Potentiale, damit der Source-Kontakt der Potentialnullpunkt war.

(a) NRFET Typ NR4x2 (b) NRFET Typ NR2x4 (c) NRFET Typ NR1.5x4

(d) NRFET Typ NR2x200

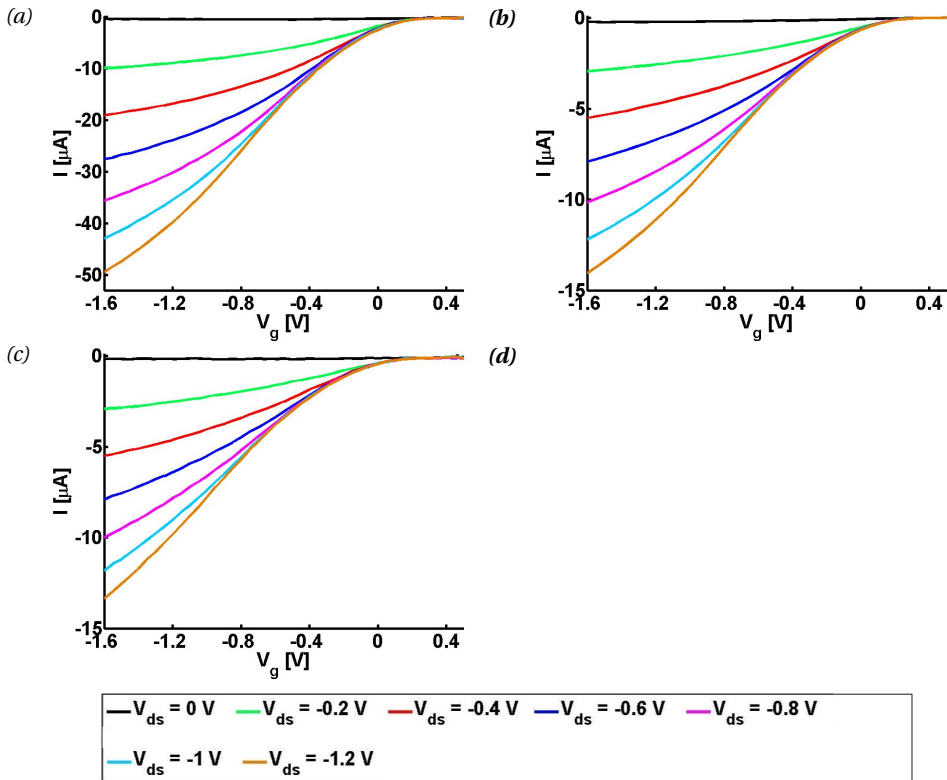


Abbildung 4.26

Transferkennlinien aller NRFET Typen aus dem vierten Prozessdurchlauf. Im Messaufbau diente die Ag/AgCl Elektrode im Elektrolyten (PBS) als Referenzelektrode. Die Referenzelektrode lag auf dem Nullpotential. Für die Graphen erfolgte bereits eine Umrechnung der Potentiale, damit der Source-Kontakt der Potentialnullpunkt war.

(a) NRFET Typ NR4x2 (b) NRFET Typ NR2x4 (c) NRFET Typ NR1.5x4

Aus den Transferkennlinien ließ sich an Hand der Steigung der Kurven die Transkonduktanz g_m der NRFETs berechnen. Typische Graphen der Steigung sind in Abb. 4.27 und 4.28 gezeigt. Die größten Werte für g_m bei gleichen Source-Drain Spannungen V_{ds} liefern in D2 und D4 die NRFETs des Typs NR4x2. Die Typen NR2x4 und NR1.5x4 liegen wie auch bei den maximalen Strömen in der gleichen Größenordnung, wenn auch die NRFETs des Typs NR2x4 aus D2 leicht größere Werte für g_m liefern. Für die NRFETs NR2x4 und NR1.5x4 aus D4 liegt g_m sogar unter den Werten aus D2. Im Fall der NRFETs des Typs NR2x200 liegen die berech-

neten Werte für g_m um Größenordnungen unter den Werten aller anderen Typen. Außerdem ist für diesen Typ kein Unterschied für die verschiedenen Source-Drain Spannungen V_{ds} zu erkennen. Die Mittelwerte der Transkonduktanzwerte über 30 verschiedene NRFETs zeigen Tab. 4.3 und Tab. 4.4, aufgeteilt nach den Kurven der Source-Drain Spannungen V_{ds} aus denen sie berechnet wurden. Die g_m Werte der NRFETs NR2x200 sind in Klammern angegeben, da die Bestimmung, wie Abb. 4.27 zeigt, schwierig war.

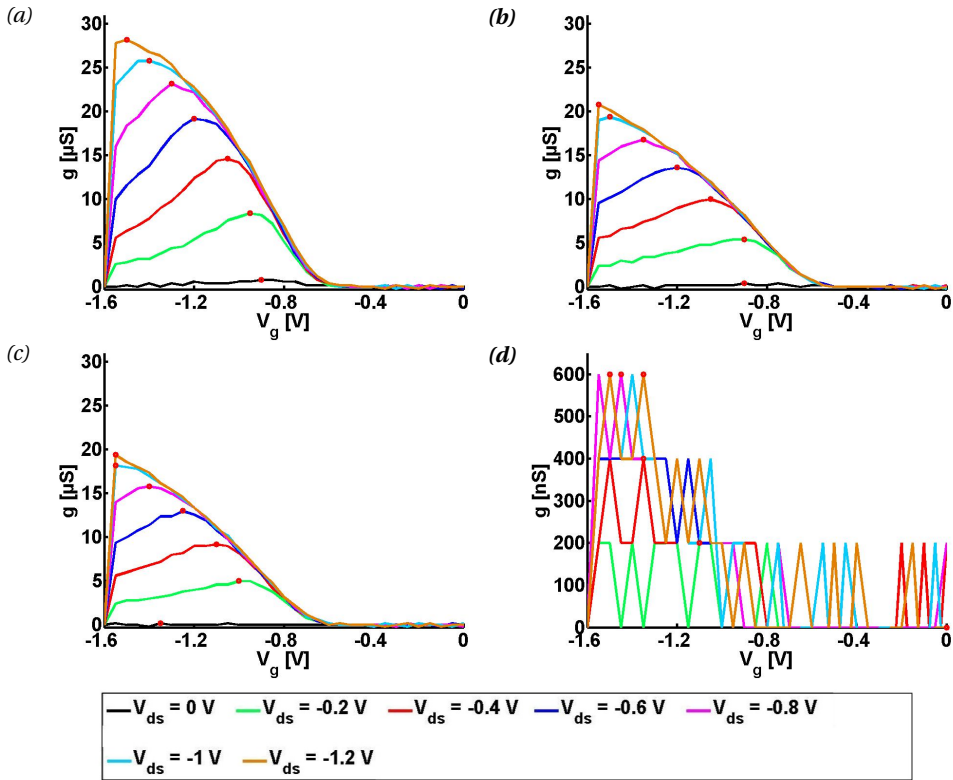
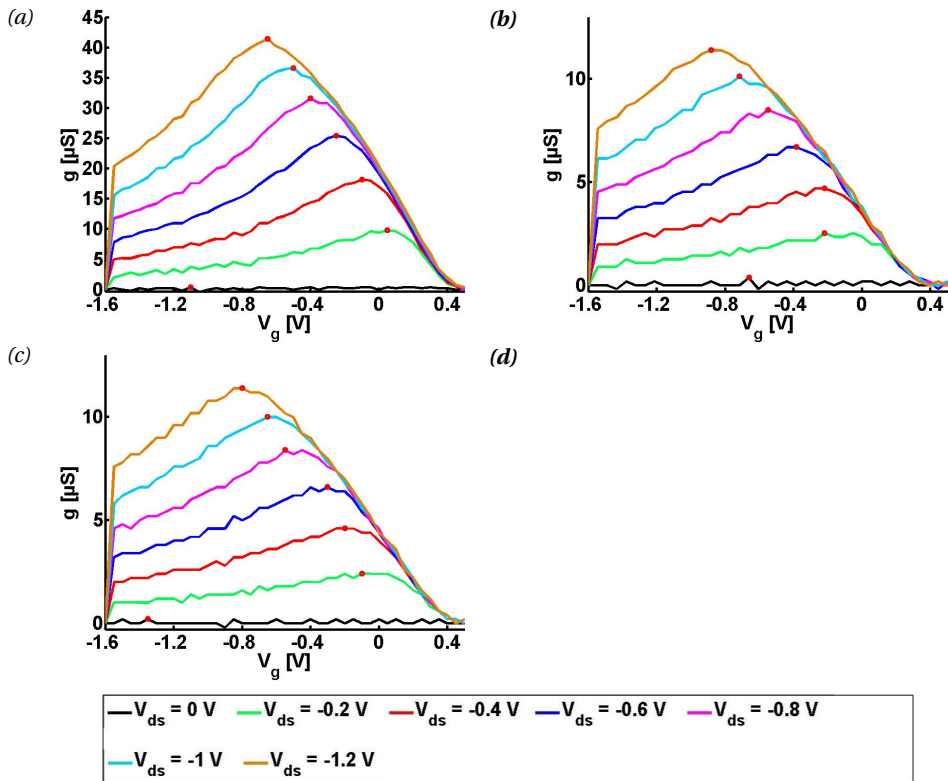


Abbildung 4.27

Aus den Transferkennlinien des zweiten Prozessdurchlaufs abgeleitete Steigung des Stroms (Transkonduktanz).

(a) NRFET Typ NR4x2 (b) NRFET Typ NR2x4 (c) NRFET Typ NR1.5x4

(d) NRFET Typ NR2x200

**Abbildung 4.28**

Aus den Transferkennlinien des vierten Prozessdurchlaufs abgeleitete Steigung des Stroms (Transkonduktanz).

(a) NRFET Typ NR4x2 (b) NRFET Typ NR2x4 (c) NRFET Typ NR1.5x4

(d) NRFET Typ NR2x200

	NR4x2	NR2x4	NR1.5x4	NR2x200
g_{max} für $V_{ds} = -1.2V$ [μS] bei mittlerem V_g [V]	$30,0 \pm 1,8$ $-1,51 \pm 0,05$	$20,9 \pm 0,7$ $-1,55 \pm 0,01$	$19,3 \pm 0,8$ $-1,55 \pm 0,01$	(0,6) $(-1,47 \pm 0,07)$
g_{max} für $V_{ds} = -1.0V$ [μS] bei mittlerem V_g [V]	$27,9 \pm 1,5$ $-1,42 \pm 0,07$	$19,2 \pm 0,6$ $-1,46 \pm 0,03$	$18,0 \pm 0,6$ $-1,49 \pm 0,04$	(0,6) $(-1,44 \pm 0,09)$
g_{max} für $V_{ds} = -0,8V$ [μS] bei mittlerem V_g [V]	$24,7 \pm 1,4$ $-1,32 \pm 0,06$	$16,5 \pm 0,5$ $-1,33 \pm 0,03$	$15,6 \pm 0,5$ $-1,36 \pm 0,04$	(0,6) $(-1,43 \pm 0,8)$
g_{max} für $V_{ds} = -0,6V$ [μS] bei mittlerem V_g [V]	$20,7 \pm 1,1$ $-1,16 \pm 0,06$	$13,5 \pm 0,4$ $-1,17 \pm 0,04$	$12,7 \pm 0,5$ $-1,21 \pm 0,04$	(0,5) $(-1,37 \pm 0,09)$
g_{max} für $V_{ds} = -0,4V$ [μS] bei mittlerem V_g [V]	$15,5 \pm 1,1$ $-1,07 \pm 0,05$	$9,7 \pm 0,4$ $-1,03 \pm 0,04$	$9,2 \pm 0,4$ $-1,09 \pm 0,03$	(0,4) $(-1,36 \pm 0,15)$
g_{max} für $V_{ds} = -0,2V$ [μS] bei mittlerem V_g [V]	$8,7 \pm 1,1$ $-0,96 \pm 0,09$	$5,2 \pm 0,3$ $-0,89 \pm 0,03$	$5,0 \pm 0,3$ $-0,95 \pm 0,04$	(0,2) $(-1,13 \pm 0,13)$
V_t für $V_{ds} = -1,2V$ [V]	$-0,66 \pm 0,03$	$-0,56 \pm 0,02$	$-0,63 \pm 0,01$	$-0,68 \pm 0,04$
V_t für $V_{ds} = -1,0V$ [V]	$-0,67 \pm 0,03$	$-0,57 \pm 0,02$	$-0,63 \pm 0,01$	$-0,69 \pm 0,04$
V_t für $V_{ds} = -0,8V$ [V]	$-0,67 \pm 0,02$	$-0,57 \pm 0,02$	$-0,63 \pm 0,01$	$-0,70 \pm 0,03$
V_t für $V_{ds} = -0,6V$ [V]	$-0,67 \pm 0,02$	$-0,57 \pm 0,02$	$-0,63 \pm 0,01$	$-0,68 \pm 0,05$
V_t für $V_{ds} = -0,4V$ [V]	$-0,68 \pm 0,02$	$-0,56 \pm 0,03$	$-0,62 \pm 0,01$	---
μ [$\frac{cm^2}{Vs}$]	8 – 34	7 – 24	3 – 21	---
n [$\frac{1}{m^3}$]	$5 \cdot 10^{22} - 1 \cdot 10^{24}$	$5 \cdot 10^{22} - 1 \cdot 10^{24}$	$4 \cdot 10^{22} - 9 \cdot 10^{23}$	---
S [$\frac{mV}{dec}$]	147 ± 19	128 ± 18 222 ± 13	119 ± 31 285 ± 59	---

Tabelle 4.3

Zusammenfassung der elektrischen Charakterisierung der NRFETs aus D2.

Weiterhin wurde aus den Transferkennlinien mit Hilfe der Gl. (2.7) die Schwellspannung V_t der NRFETs bestimmt, in dem eine Gerade an die Daten der Sättigungsregion gefittet und deren Steigung und Schnittpunkt mit der x-Achse bestimmt wurden. Für jeden Typ wurde der Mittelwert der Schwellspannung über 5 zufällig ausgewählte NRFETs gebildet, wobei jeweils die Kurven zwischen $V_{ds} = -0,4V$ und $V_{ds} = -1,2V$ verwendet wurden. Die Ergebnisse sind in Tab. 4.3 und Tab. 4.4 aufgeführt. Die bestimmten Werte für V_t zeigten keine Abhängigkeit von V_{ds} und damit kein drain induced barrier lowering (DIBL). DIBL bezeichnet die Änderung der Schwellspannung V_t bei höheren Source-Drain-Spannungen^[99]. An Hand der Gl. (2.35) und (2.4) konnten die Ladungsträgerbeweglichkeit μ und die Anzahl n der Ladungsträger, in diesem Fall Löcher, berechnet werden. Die Werte sind ebenfalls in Tab. 4.3 und Tab. 4.4 gegeben.

	NR4x2	NR2x4	NR1.5x4
g_{max} für $V_{ds} = -1.2V$ [μS] bei mittlerem V_g [V]	$40,5 \pm 0,9$ $-0,67 \pm 0,03$	$11,3 \pm 0,2$ $-0,81 \pm 0,07$	$11,6 \pm 0,4$ $-0,92 \pm 0,11$
g_{max} für $V_{ds} = -1.0V$ [μS] bei mittlerem V_g [V]	$36,0 \pm 0,8$ $-0,53 \pm 0,03$	$9,9 \pm 0,2$ $-0,66 \pm 0,04$	$9,7 \pm 0,4$ $-0,71 \pm 0,07$
g_{max} für $V_{ds} = -0.8V$ [μS] bei mittlerem V_g [V]	$30,9 \pm 0,6$ $-0,39 \pm 0,03$	$8,4 \pm 0,2$ $-0,52 \pm 0,06$	$8,1 \pm 0,004$ $-0,60 \pm 0,13$
g_{max} für $V_{ds} = -0.6V$ [μS] bei mittlerem V_g [V]	$24,9 \pm 0,6$ $-0,24 \pm 0,02$	$6,55 \pm 0,2$ $-0,37 \pm 0,03$	$6,4 \pm 0,3$ $-0,45 \pm 0,12$
g_{max} für $V_{ds} = -0.4V$ [μS] bei mittlerem V_g [V]	$17,7 \pm 0,4$ $-0,08 \pm 0,02$	$4,7 \pm 0,2$ $-0,18 \pm 0,07$	$4,5 \pm 0,3$ $-0,26 \pm 0,10$
g_{max} für $V_{ds} = -0.2V$ [μS] bei mittlerem V_g [V]	$9,4 \pm 0,3$ $-0,06 \pm 0,03$	$2,5 \pm 0,2$ $-0,08 \pm 0,05$	$2,4 \pm 0,1$ $-0,18 \pm 0,09$
V_t für $V_{ds} = -1.2V$ [V]	$0,42 \pm 0,02$	$0,35 \pm 0,01$	$0,31 \pm 0,06$
V_t für $V_{ds} = -1.0V$ [V]	$0,42 \pm 0,02$	$0,35 \pm 0,01$	$0,30 \pm 0,06$
V_t für $V_{ds} = -0.8V$ [V]	$0,41 \pm 0,02$	$0,35 \pm 0,01$	$0,30 \pm 0,06$
V_t für $V_{ds} = -0.6V$ [V]	$0,41 \pm 0,02$	$0,35 \pm 0,02$	$0,31 \pm 0,05$
V_t für $V_{ds} = -0.4V$ [V]	$0,41 \pm 0,02$	$0,35 \pm 0,01$	$0,32 \pm 0,06$
μ [$\frac{m^2}{Vs}$]	1 – 59	2 – 17	2 – 15
n [$\frac{1}{m^3}$]	$1 \cdot 10^{23} - 2 \cdot 10^{24}$	$2 \cdot 10^{23} - 2 \cdot 10^{24}$	$2 \cdot 10^{23} - 1 \cdot 10^{24}$
S [$\frac{mV}{dec}$]	174 ± 55	214 ± 57	126 ± 28

Tabelle 4.4

Zusammenfassung der elektrischen Charakterisierung der NRFETs aus D4.

Nach der Bestimmung der Schwellspannung V_t konnte das Subthreshold-Verhalten der NRFETs untersucht werden. Dazu wurden die Transferkennlinien semilogarithmisch aufgetragen, siehe Abb. 4.29 bis 4.32. Die Abb. 4.29 und 4.30 zeigen zunächst typische Graphen, in denen die Transferkennlinien für die Source-Drain-Spannungen $V_{ds} = -0,2V$ und $V_{ds} = -1,2V$ eingezeichnet sind. Wie jeweils in den Abb. (a) - (d) zu sehen, liegen beide Kurven für alle vier NRFET Typen aufeinander. Somit ergab auch diese Messung der NRFETs keine Hinweise auf DIBL, was durch eine Parallelverschiebung beider Linien hätte beobachtet werden können. Auch Punchthrough-Effekte waren nicht zu erkennen. Diese hätten sich durch eine deutlich unterschiedliche Steigung beider Kurven in der Subthreshold-Region gezeigt. Punchthrough-Effekte treten dann auf, wenn die Verarmungszone des Drains auf Grund der Source-Drain-Spannung zu weit Richtung Source reicht und so die Potentialbarriere zwischen Source-und Drain verringert^{[99],[146]}. Anschließend wurde der Subthreshold-Swing S an Hand der Kurve für $V_{ds} = -1,2V$ bestimmt, in dem eine Gerade an diesen Bereich gefittet wurde, vgl. Abb. 4.31 und Abb. 4.32. Gemittelt wurde für jeden NRFET Typ jeweils über

fünf verschiedene, zufällig gewählte NRFETs. Die Ergebnisse sind Tab. 4.3 und Tab. 4.4 zu entnehmen. Für die Typen NR2x4 und NR1.5x4 aus D2 ergaben sich zwei Bereiche, in denen S lag. Bei genauer Analyse ließ sich feststellen, dass die NRFETs mit den hohen Werten von $S = 222,3 \frac{\text{mV}}{\text{dec}}$ alle einen erhöhten Offset-Strom unterhalb der Schwellspannung V_t aufwiesen und nicht vollständig schlossen. Im Vergleich zu den Strömen oberhalb von V_t waren die Offset-Ströme von einigen Zehn bis Hundert Nanoampere jedoch zu vernachlässigen. Für die NRFETs des Typ NR2x200 war es nicht möglich eine gerade mathematisch und physikalisch sinnvoll an die Daten zu fitten. Daher sind für diesen Typ keine Werte für S angegeben. Im Fall der NRFETs aus D4 schwankte S sehr stark.

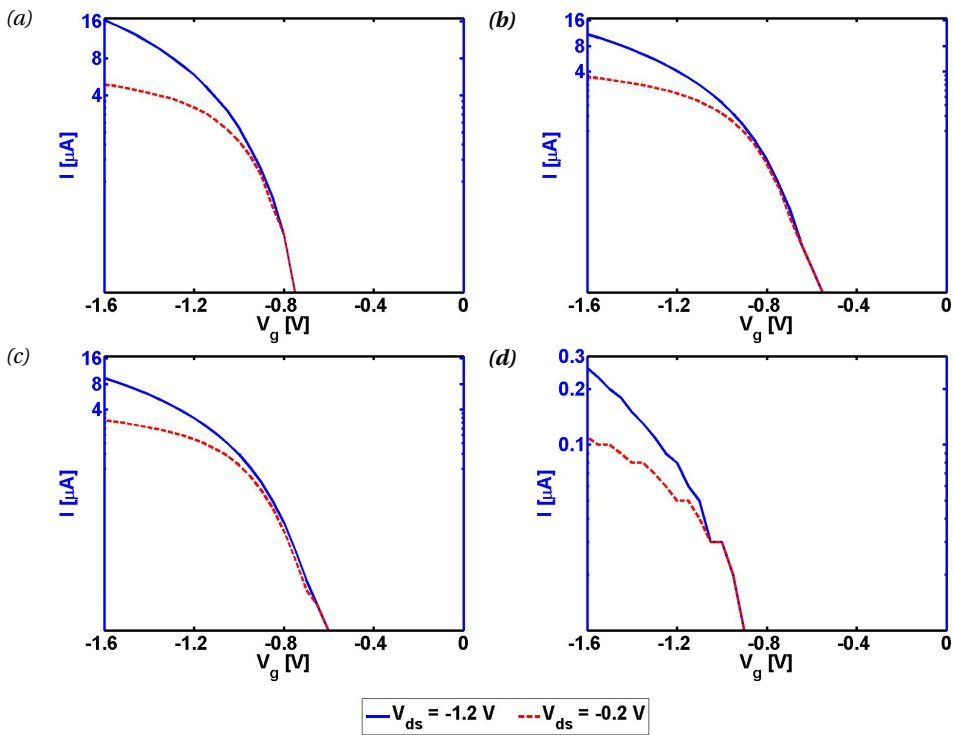
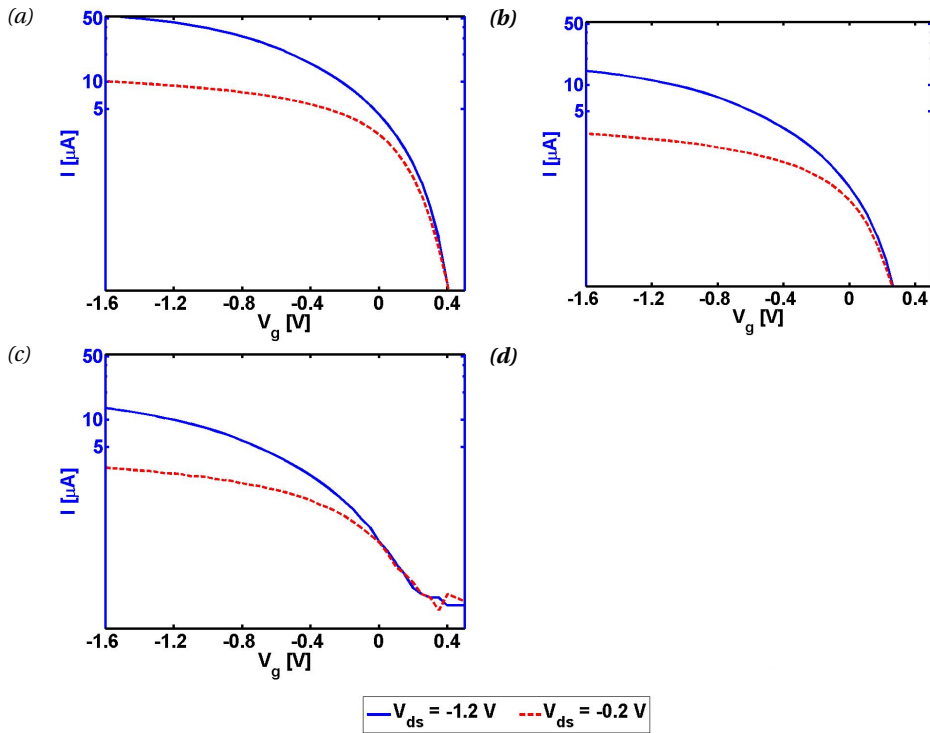


Abbildung 4.29

Subthreshold Swing aller NRFET Typen aus dem zweiten Prozessdurchlauf. (semilogarithmisch skaliert)

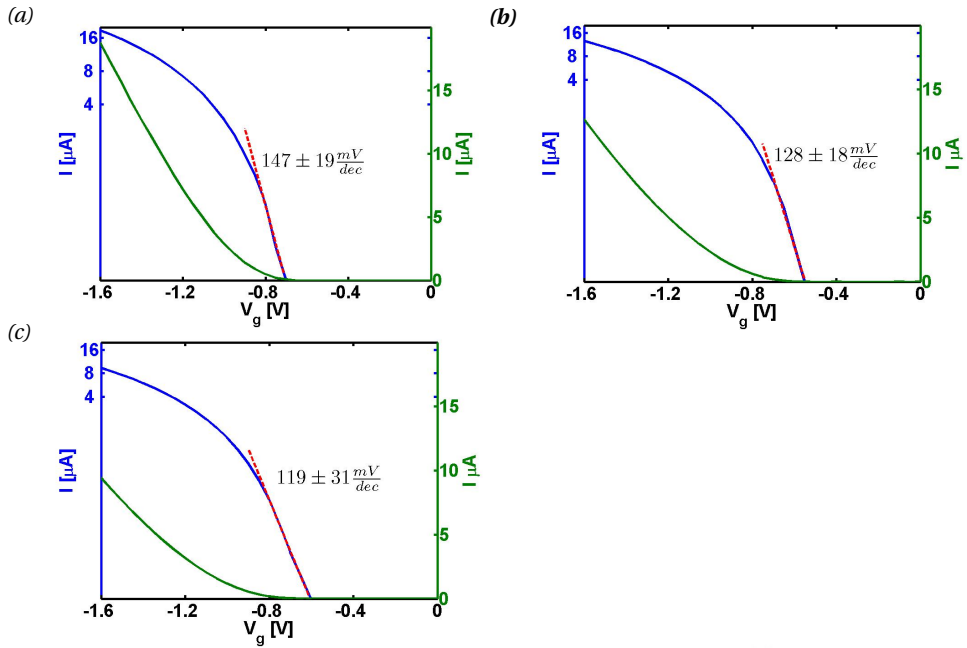
(a) NRFET Typ NR4x2 (b) NRFET Typ NR2x4 (c) NRFET Typ NR1.5x4

(d) NRFET Typ NR2x200

**Abbildung 4.30**

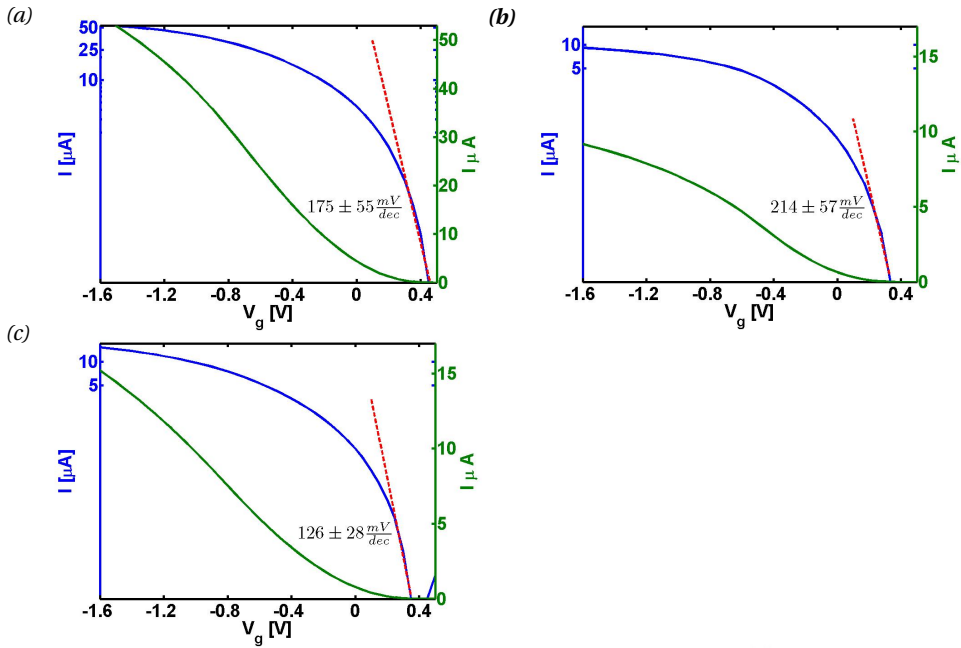
Subthreshold Swing aller NRFET Typen aus dem vierten Prozessdurchlauf. (semilogarithmisch skaliert)

(a) NRFET Typ NR4x2 (b) NRFET Typ NR2x4 (c) NRFET Typ NR1.5x4
(d) NRFET Typ NR2x200

**Abbildung 4.31**

Subthreshold Swing aller NRFET Typen aus dem zweiten Prozessdurchlauf. Dargestellt (semilogarithmisch skaliert) ist die Transferkennlinie für $V_{ds} = -1.2\text{V}$.

(a) NRFET Typ NR4x2 (b) NRFET Typ NR2x4 (c) NRFET Typ NR1.5x4

**Abbildung 4.32**

Subthreshold Swing aller NR-FET Typen aus dem vierten Prozessdurchlauf. Dargestellt (semi-logarithmisch skaliert) ist die Transferkennlinie für $V_{ds} = -1.2\text{ V}$.

(a) NR-FET Typ NR4x2 (b) NR-FET Typ NR2x4 (c) NR-FET Typ NR1.5x4

Zusätzlich wurden die NRFETs auf Hystereseeffekte bei Änderung der Gate-Spannung untersucht. Wie in Abb. 4.33 zu sehen, zeigten alle vier NRFET Typen aus D2 nahezu keine Hystereseeffekte. Lediglich im Bereich der Schwellspannung V_t waren minimale Abweichungen während der Spannungsänderung zu erkennen, die durch die leicht dicker werdenden Linien in diesem Bereich deutlich werden. Abb. 4.34 zeigt, dass die Hystereseeffekte der NRFETs aus D4 noch geringer waren als in D2.

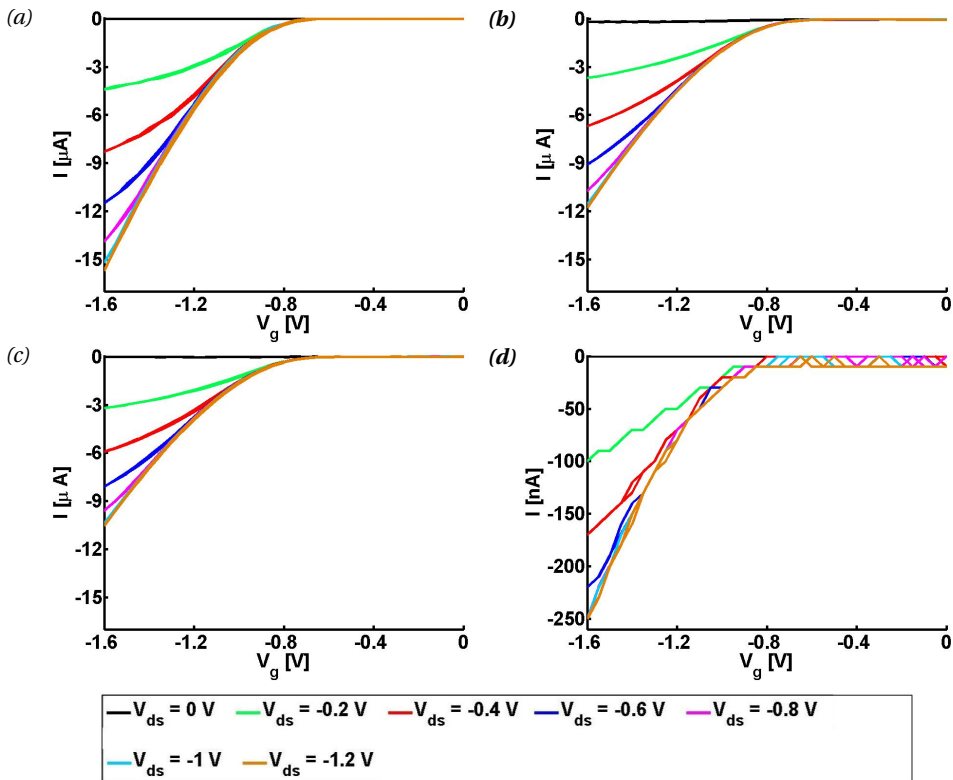
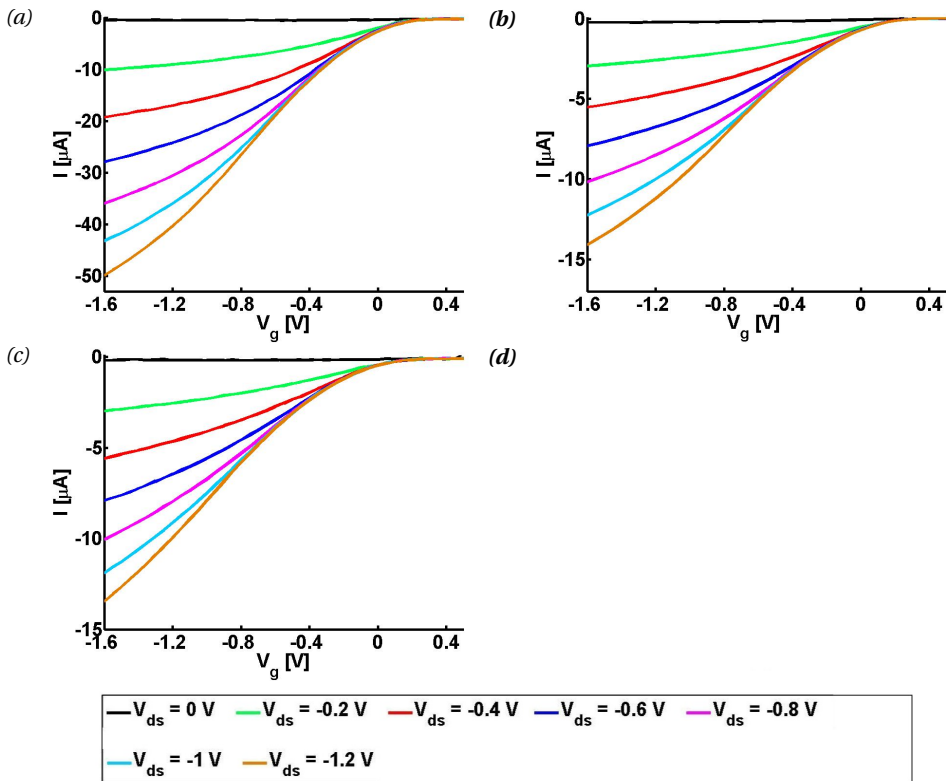


Abbildung 4.33

Transferringenlinien aller NRFET Typen aus dem zweiten Prozessdurchlauf zur Darstellung von Hystereseeffekten.

(a) NRFET Typ NR4x2 (b) NRFET Typ NR2x4 (c) NRFET Typ NR1.5x4

(d) NRFET Typ NR2x200

**Abbildung 4.34**

Transferkennlinien aller NRFET Typen aus dem vierten Prozessdurchlauf zur Darstellung von Hystereseeffekten.

(a) NRFET Typ NR4x2 (b) NRFET Typ NR2x4 (c) NRFET Typ NR1.5x4
(d) NRFET Typ NR2x200

Neben der Bestimmung von Hystereseeffekten wurde das Verhalten der NRFETs nach zehnmaligem Durchfahren der Gate-Spannung untersucht. Typische Ergebnisse dieser Messung sind in Abb. 4.35 und 4.36 dargestellt. Um das Aufspalten der Kennlinien darstellen zu können, ist nur der Bereich von $V_g = -1,55 \text{ V}$ bis $V_g = -1,6 \text{ V}$ für die Kennlinie bei $V_{ds} = -1.2 \text{ V}$ gezeigt. Wie die Abb. zeigen, führte die mehrfache, aufeinander folgende elektrische Charakterisierung zu leicht unterschiedlichen maximalen Strömen. Dabei stiegen die Ströme mit der Anzahl der Wiederholungen um wenige hundert Nanoampere an. Ein Verschieben der Schwellspannung konnte nicht gefunden werden. Abb. 4.35 (d) zeigt ebenfalls alle zehn

Wiederholungen der Charakterisierung, jedoch fielen diese stets auf exakt die selben Werte, so dass nur zwei Kurven zu sehen sind.

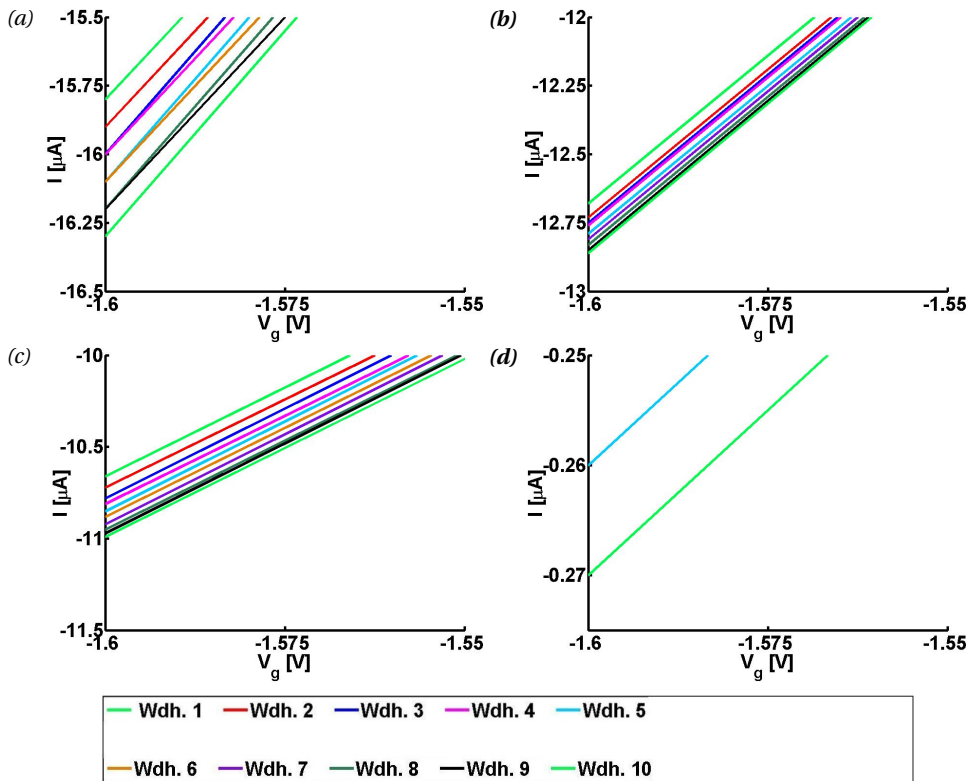
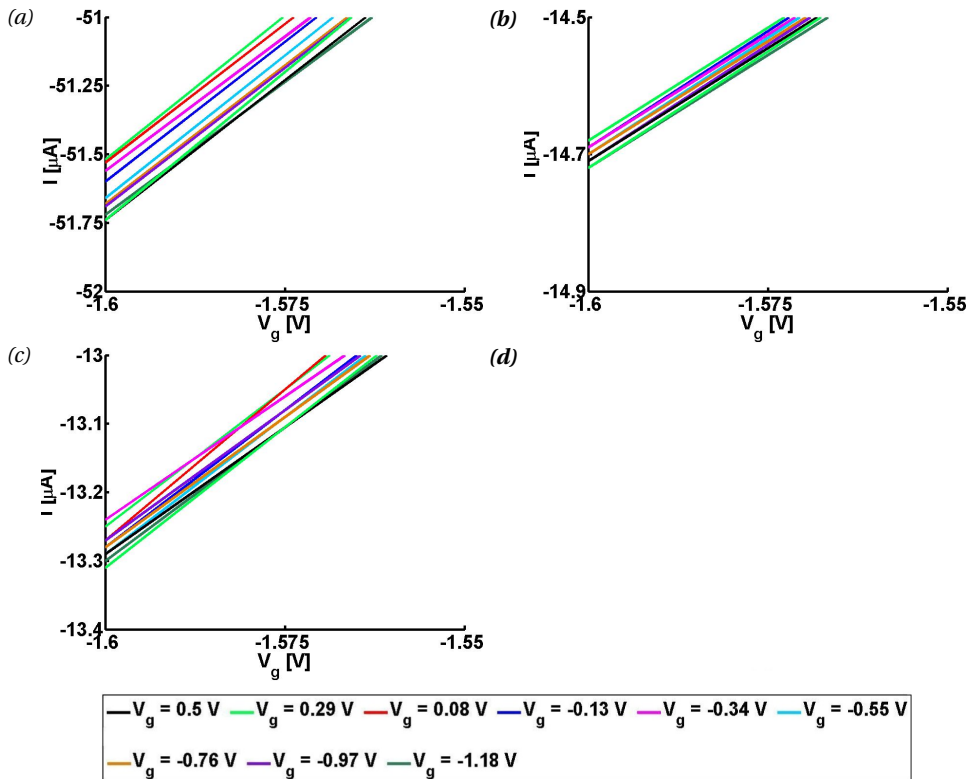


Abbildung 4.35

Transferkennlinien aller NRFET Typen aus dem zweiten Prozessdurchlauf nach wiederholten Messungen.

(a) NRFET Typ NR4x2 (b) NRFET Typ NR2x4 (c) NRFET Typ NR1.5x4
(d) NRFET Typ NR2x200

**Abbildung 4.36**

Transferkennlinien aller NRFET Typen aus dem vierten Prozessdurchlauf nach wiederholten Messungen.

(a) NRFET Typ NR4x2 (b) NRFET Typ NR2x4 (c) NRFET Typ NR1.5x4
(d) NRFET Typ NR2x200

Um Temperatureffekte zu sehen, wurden die Zeiteinstellungen während der Messung überprüft, insbesondere die Wartezeit zwischen dem Anlegen der Spannungen und der Messung des Stroms, die von 10 – 1000 ms variiert wurde. Zur besseren Darstellung ist erneut nur der Bereich von $V_g = -1,58 \text{ V}$ bis $V_g = -1,6 \text{ V}$ für $V_{ds} = -1,2 \text{ V}$ gezeigt. Die Abb. 4.37 und Abb. 4.38 zeigen typische Graphen aller NRFET Typen. Insgesamt konnte festgestellt werden, dass eine Aufspaltung entsprechend der Wartezeiten von wenigen hundert Nanoampere zu beobachten war. Vereinzelt traten jedoch auch geringere Aufspaltungen auf, bei denen die einzelnen Messkurven nicht den Wartezeiten entsprechend geordnet waren, wie beispielhaft Abb.

4.37 (b) zeigt. Für die NRFETs des Typs NR2x200 ergaben sich wie bereits zuvor aufeinander liegende Kurven. Eine Verschiebung der Schwellspannung V_t konnte nicht beobachtet werden.

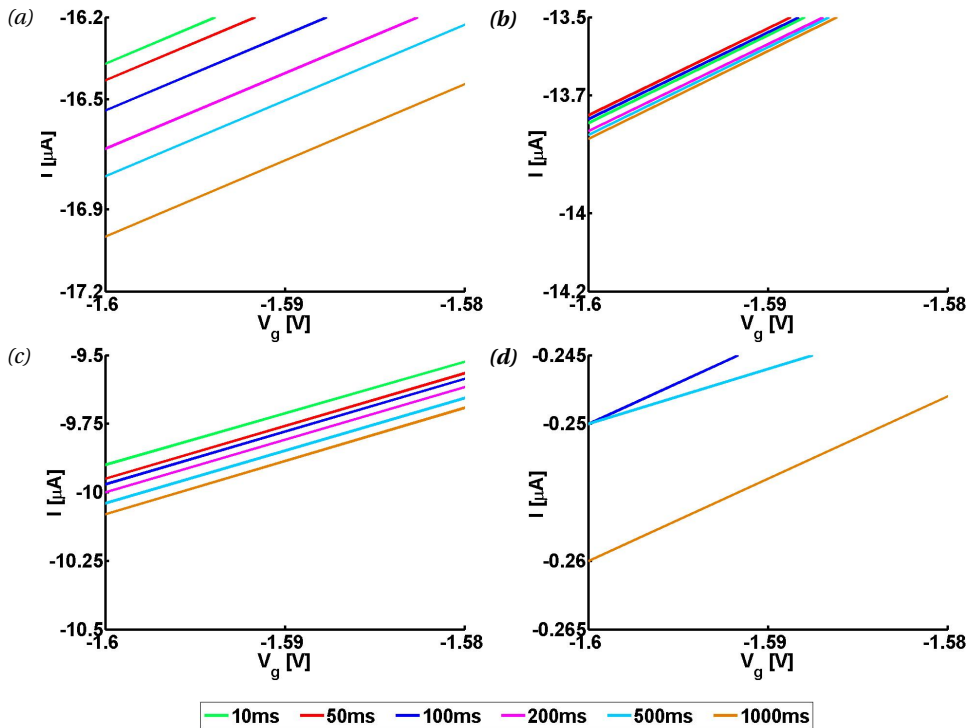


Abbildung 4.37

Transferkennlinien aller NRFET Typen aus dem zweiten Prozessdurchlauf mit unterschiedlichen Zeiteinstellungen.

(a) NRFET Typ NR4x2 (b) NRFET Typ NR2x4 (c) NRFET Typ NR1.5x4

(d) NRFET Typ NR2x200

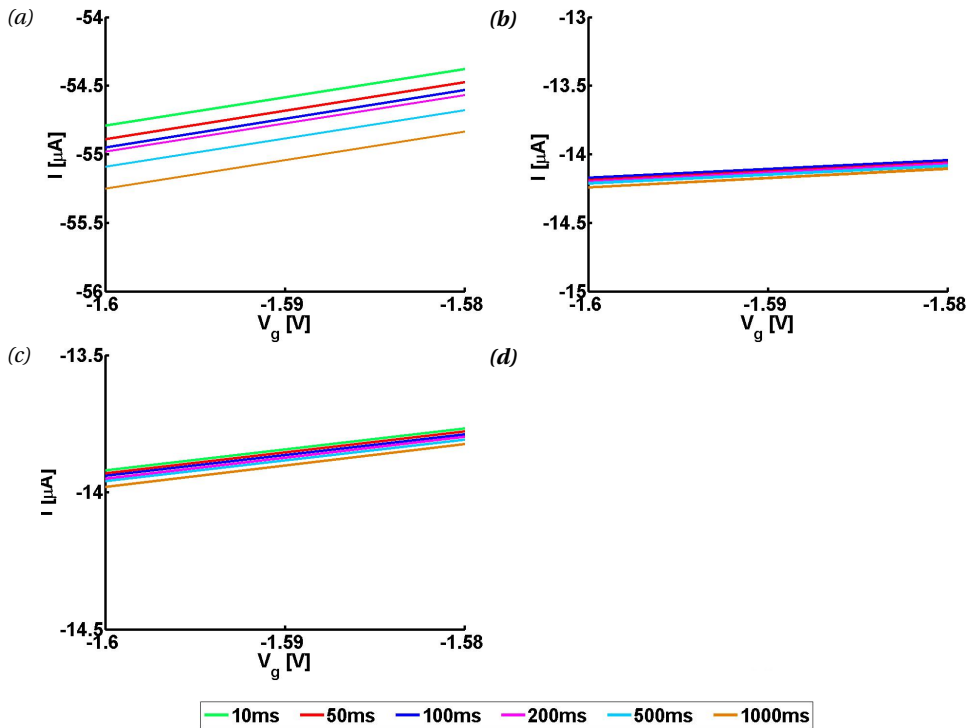


Abbildung 4.38

Transferkennlinien aller NRFET Typen aus dem vierten Prozessdurchlauf mit unterschiedlichen Zeiteinstellungen.

(a) NRFET Typ NR4x2 (b) NRFET Typ NR2x4 (c) NRFET Typ NR1.5x4
(d) NRFET Typ NR2x200

4.2.4 Die NRFETs der Prozessdurchläufe D2-D4 - Steuerung über das Backgate

Im Anschluss an die elektrische Charakterisierung der NRFETs über das Frontgate wurde ebenfalls die Funktion des Backgates untersucht. Diese fand, wie in Kap. 3.2 beschrieben, nicht im BioMAS Verstärkersystem, sondern mit einem Halbleitercharakterisierungssystem (Keithley 4200) statt.

War das Frontgate nicht mit Elektrolyt in Kontakt, ließen sich alle NRFET auch über das

Backgate steuern. Typische Ausgangs- bzw. Transferkennlinien zeigen die Abb. 4.39 und 4.40. Wie auch bei der Steuerung über das Frontgate, zeigen die NRFETs NR1.5x4 und NR2x4 ähnliche Ströme während die NRFETs NR4x2 höhere bzw. die NR2x200 um ein Größenordnung kleinere Ströme liefern.

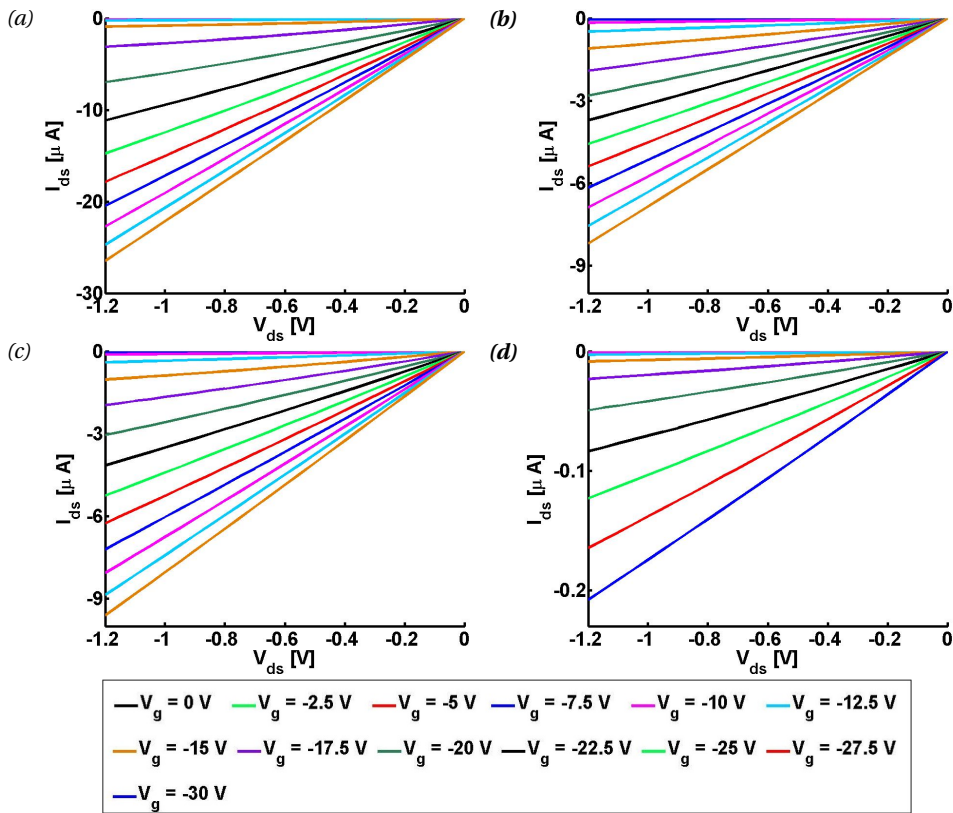
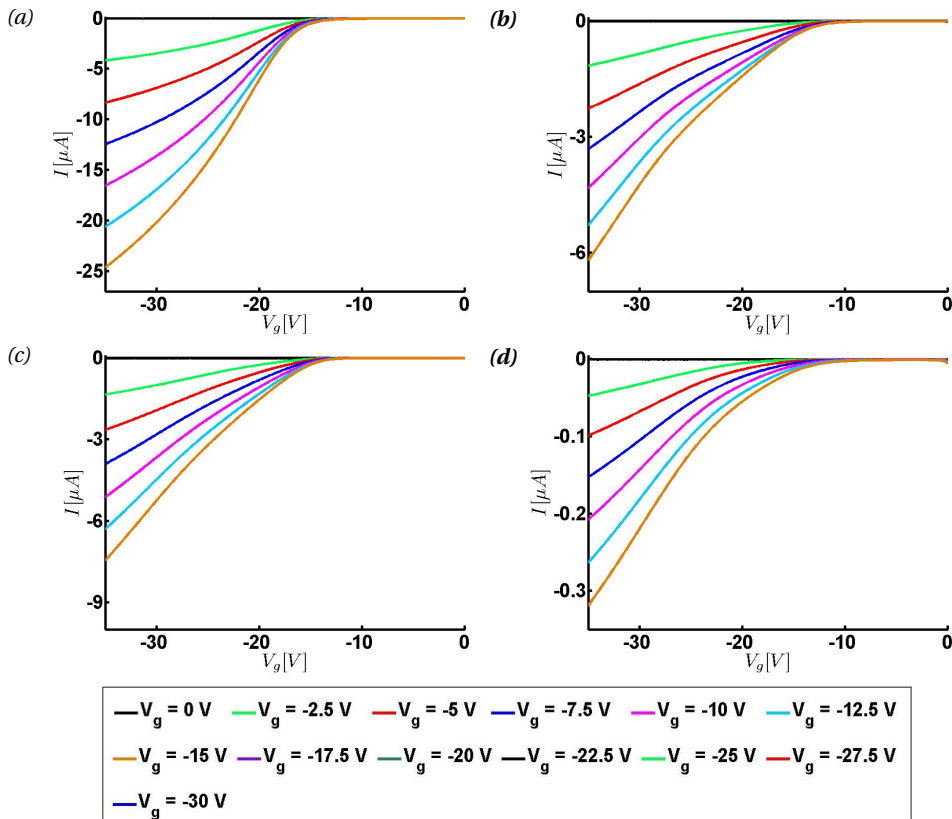


Abbildung 4.39

Ausgangskennlinien aller NRFET Typen aus dem zweiten Prozessdurchlauf gesteuert über das Backgate.

(a) NRFET Typ NR4x2 (b) NRFET Typ NR2x4 (c) NRFET Typ NR1.5x4
(d) NRFET Typ NR2x200

**Abbildung 4.40**

Transferringenlinien aller NRFET Typen aus dem zweiten Prozessdurchlauf gesteuert über das Backgate.

(a) NRFET Typ NR4x2 (b) NRFET Typ NR2x4 (c) NRFET Typ NR1.5x4

(d) NRFET Typ NR2x200

Die Steuerung der NRFETs über das Backgate war jedoch nicht mehr möglich, sobald sich das Frontgate mit einem Elektrolyten in Kontakt befand. Dabei spielte es keine Rolle, ob das Frontgate überhaupt nicht kontaktiert war oder zusätzlich geerdet war. War das Frontgate mit einem Elektrolyten in Kontakt, brachen die Ströme plötzlich ein, wie Abb. 4.41 zeigt. Nach dem Zusammenbruch konnte kein FET Verhalten mehr gemessen werden. Auch Messungen über das Frontgate waren im Anschluss daran nicht mehr möglich. Eine Untersuchung der Leckströme vom Bulkkontakt über das buried oxide (BOX) zu einem Source- oder

Drainkontakt zeigte, dass auf jedem Chip 2-3 Defektstellen zu finden waren, an denen die Leckströme in den Bereich einiger Mikroamper kamen, Abb. 4.42 (b). Solche defekten Stellen waren in allen Prozessdurchläufen insbesondere auch den Prozessdurchläufen zwei und drei zu finden. Weiterhin war auffällig, dass Messungen der Leckströme, auch wenn sie nur wenige Pikoamper betrug, stets Peaks aufwiesen, die jedoch immer an unterschiedlichen Stellen auftraten, siehe Abb. 4.42 (a).

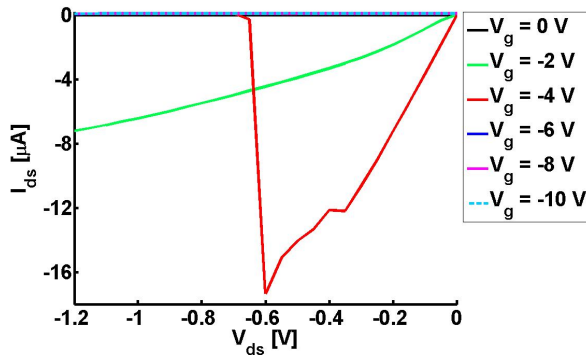


Abbildung 4.41

Die Ausgangskennlinien eines Typ NR4x2 NRFETs aus dem zweiten Prozessdurchlauf. Steuerung über das Backgate, Frontgate in Kontakt mit Elektrolyt (PBS).

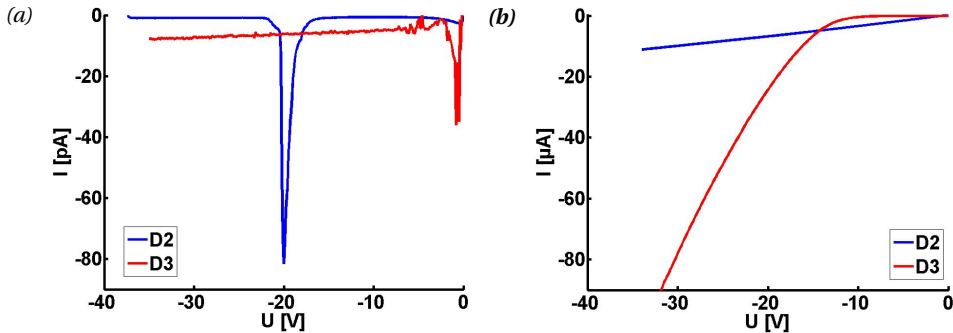


Abbildung 4.42

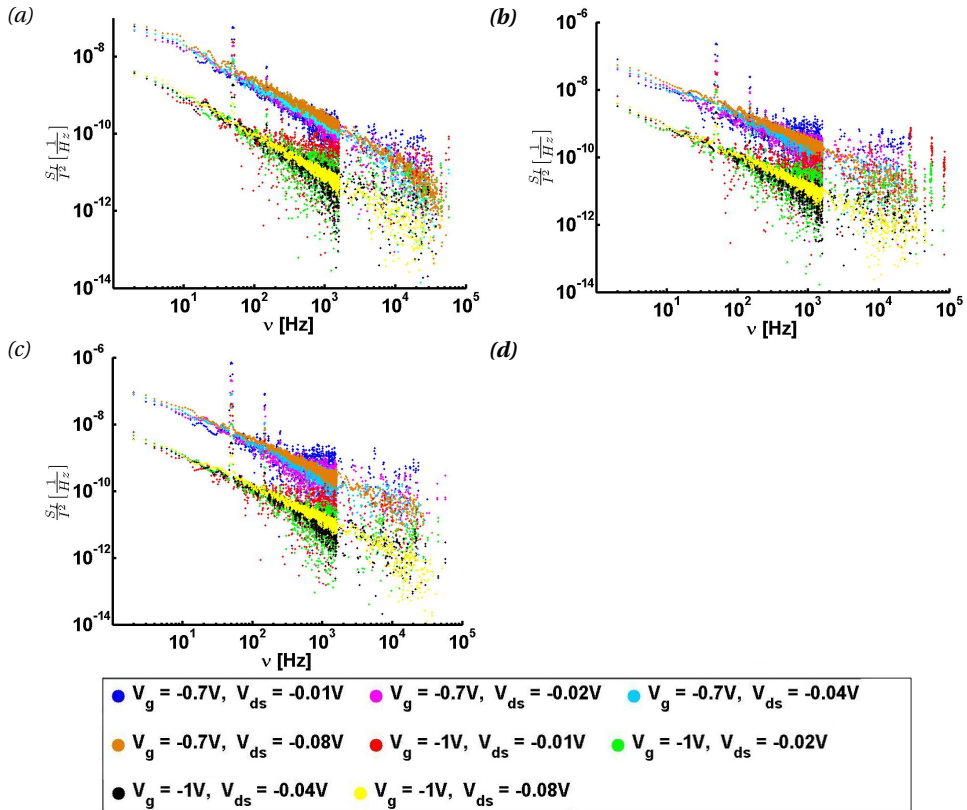
Leckströme über das BOX. (Gemessen mit dem Keithley 4200 Halbleitercharakterisierungssystem)

(a) Leckströme im erwarteten Bereich. (b) Leckströme, die deutlich zu hoch sind.

4.3 Charakterisierung des Rauschens

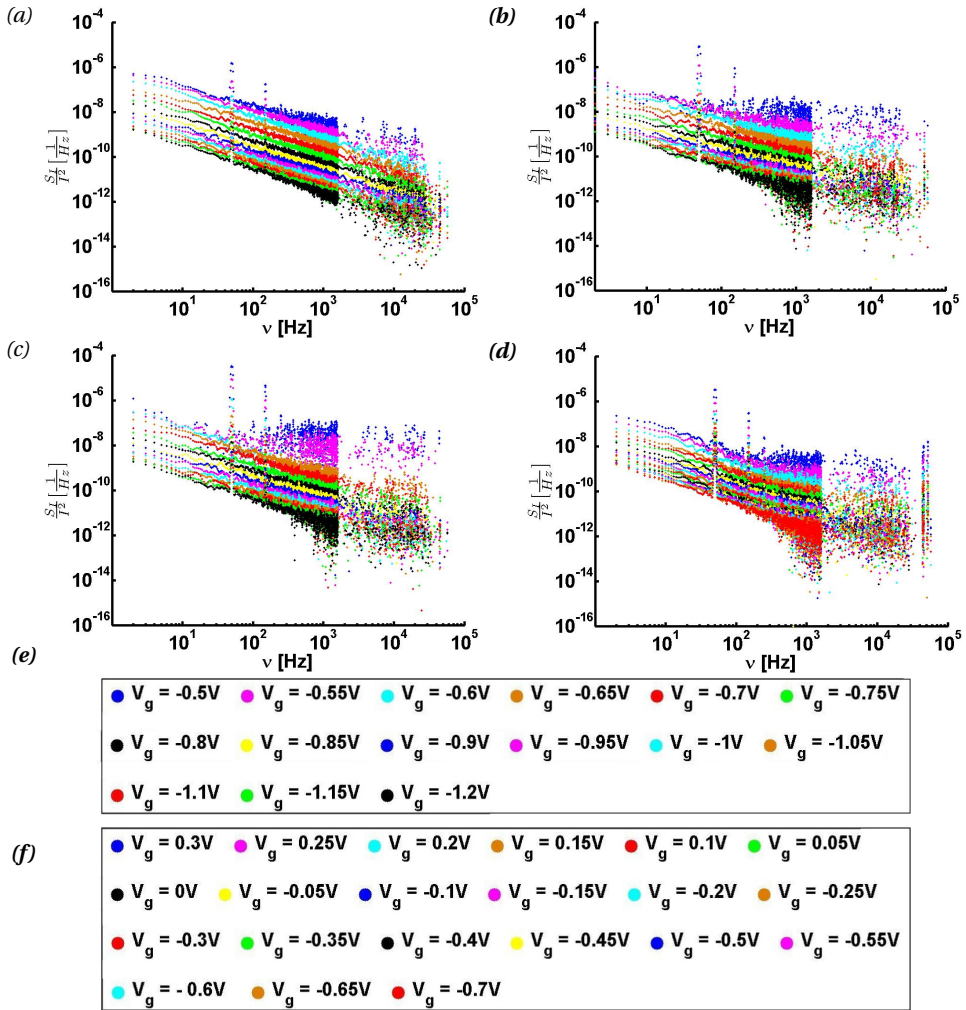
In diesem Kapitel werden die Ergebnisse der Rauschanalyse der NRFETs gegeben. Das Rauschverhalten der verschiedenen als Biosensoren eingesetzten NRFET Typen aus D2 wird analysiert und mit dem Rauschen der Chips aus D4 verglichen.

In dem in Kap. 3.2.3 beschriebenen low-noise Messaufbau wurde dazu zunächst das Rauschen für verschiedene Source-Drain-Spannungen V_{ds} bei konstanter Gate-Spannung V_g gemessen. Die spektrale Strom-Leistungsdichte S_I normiert auf das Quadrat des Stroms I ist in Abb. 4.43 für einige NRFET Typen dargestellt. Das thermische Rauschen wurde entsprechend der Formel $\frac{4k_B T}{R}$ abgezogen. Die Spektren für verschiedene Source-Drain-Spannungen V_{ds} bei konstanter Gate-Spannung V_g sind gleich, während eine Aufspaltung mit der Gate-Spannung V_g zu erkennen ist. Diese Aufspaltung wurde in einer weiteren Messung genauer untersucht. Dazu wurde $V_{ds} = \text{const}$ gehalten und V_g verändert. Die spektrale Strom-Leistungsdichte mit subtrahiertem thermischem Rauschen und pro Quadrat des Stroms $\frac{S_I}{I^2}$ zeigt Abb. 4.44. Alle Spektren zeigen eine $\frac{1}{\nu}$ -Abhängigkeit von der Frequenz ν . Weiterhin wurde aus der spektralen Strom-Leistungsdichte S_I die äquivalente spektrale Leistungsdichte $S_u = \frac{S_I}{I^2}$ berechnet, siehe Abb. 4.45. Wie die Abb. zeigt, fallen die zuvor mit V_g aufgespaltenen Kurven in die gleiche Größenordnung. Genau zeigt dies die Abb. 4.46, in der S_u beispielhaft bei 100 Hz gegen $V_g - V_t$ aufgetragen ist. Das Rauschen ist unabhängig von der Gate-Spannung. Mit Hilfe des McWerther Modells^[147] kann somit die Dichte der Störstellen N_t am Silizium-Siliziumdioxid-Interface des Gates geschätzt werden. Es ergaben sich Werte von $N_t = 10^{20} - 10^{21} \frac{1}{\text{cm}^3 \text{eV}}$.

**Abbildung 4.43**

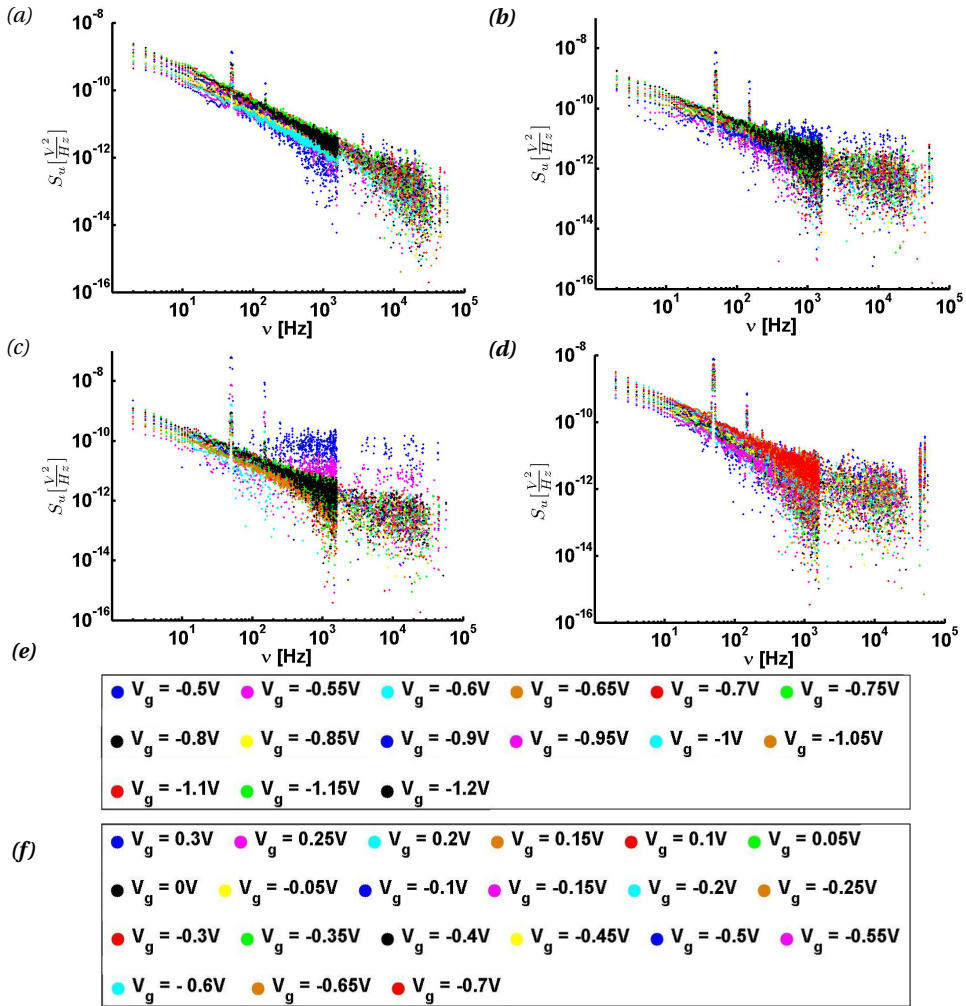
Spektrale Strom-Leistungsdichte des Rauschens der NRFETs bei konstanter Gate-Spannung.

(a) NRFET Typ NR4x2 (b) NRFET Typ NR2x4 (c) NRFET Typ NR1.5x4

**Abbildung 4.44**

Spektrale Strom-Leistungsdichte des Rauschens der NR-FETs bei konstanter Source-Drain-Spannung.

(a) NR-FET Typ NR4x2 (D2) (b) NR-FET Typ NR2x4 (D2) (c) NR-FET Typ NR1.5x4 (D2)
 (d) NR-FET Typ NR1.5x4 (D4) (e) Legende für (a) - (c) (f) Legende für (d)

**Abbildung 4.45**

Äquivalente spektrale Leistungsdichte des Rauschens der NRFETs für verschiedene Gate-Spannungen bei konstanter Source-Drain-Spannung.

(a) NRFET Typ NR4x2 (D2) (b) NRFET Typ NR2x4 (D2) (c) NRFET Typ NR1.5x4 (D2)
 (d) NRFET Typ NR1.5x4 (D4) (e) Legende für (a) - (c) (f) Legende für (d)

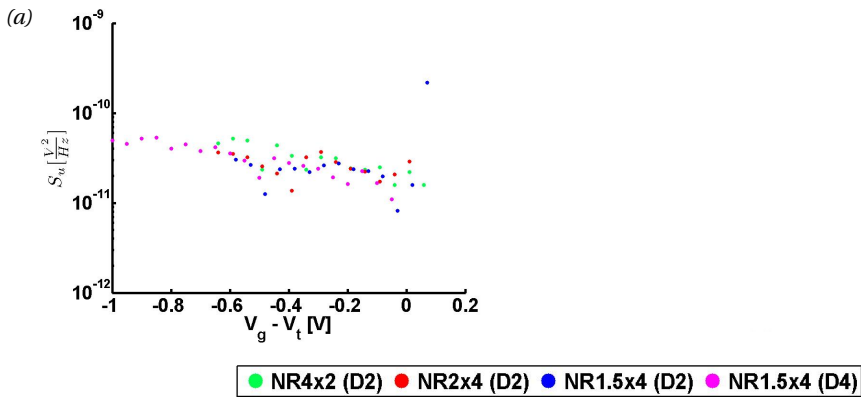


Abbildung 4.46

Äquivalente spektrale Leistungsdichte des Rauschens der NRFETs aufgetragen über $V_g - V_t$. Ausgewertet bei $\nu = 100 \text{ Hz}$.

Als weitere Vorbereitung im Hinblick auf den Einsatz der NRFET Chips als Biosensoren wurde das Rauschen in Elektrolyten mit unterschiedlichen pH-Werten untersucht. Dabei wurden die gleichen Elektrolyte verwendet wie in Kap. 4.5.1. Die Ergebnisse sind für zwei verschiedene Gate-Spannungen in Abb. 4.47 dargestellt. Es konnten keine Unterschiede des Rauschens für verschiedene pH-Werte festgestellt werden.

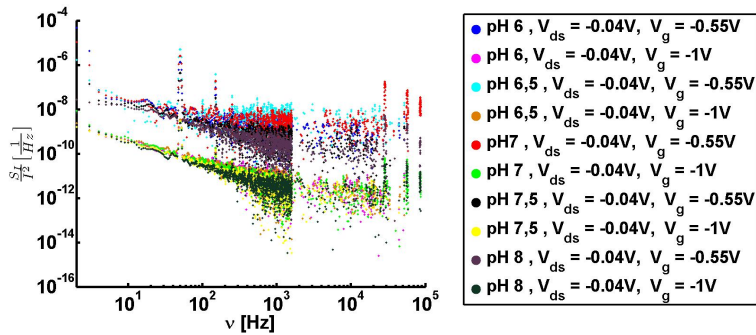


Abbildung 4.47

Vergleich des Rauschen für verschiedene pH Werte.

Weiterhin wurde zum Vergleich noch das Rauschen eines $100\text{k}\Omega$ Widerstands im BioMAS Verstärkersystem untersucht. Die Source-Drain-Spannung V_{ds} betrug $1,2\text{V}$. Die über 10 Kanäle gemittelte spektrale Stromleistungsdichte normiert über das Quadrat des Stroms zeigt Abb. 4.48. Es sind frequenzabhängige Anteile zu erkennen, die aber nicht durch $\frac{1}{f}$ beschrieben werden können.

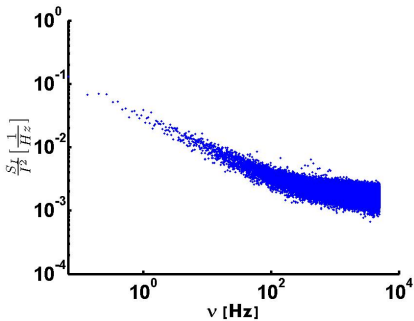


Abbildung 4.48

Spektrale Stromleistungsdichte des BioMAS Verstärkersystems.

4.4 Softwarefilter zur Unterdrückung des Rauschens

Für den Einsatz der NRFETs als Biosensoren ist ein geringes Rauschen erforderlich, um ein hohes Aspektverhältnis (SNR) des Messsignals zum Rauschen zu gewährleisten. Über die Performance der NRFETs hinaus kann dazu eine Softwarefilterung des Rauschens durchgeführt werden. In diesem Kapitel werden die Ergebnisse der Untersuchung gegeben, wie hoch die cut-off Frequenz eines Tief- bzw. Hochpassfilters liegen darf, ohne dass ein aufgenommenes Aktionspotential (AP) vollständig unterdrückt wird. Dazu wurde eine Messung, die mehrere APs aufweist, mit verschiedenen Hoch- und Tiefpassfiltern gefiltert, um das Ergebnis zu beurteilen. Die cut-off Frequenzen der 60 dB Tiefpassfilter reichten von 1 kHz bis zu 45 Hz , die der 60 dB Hochpassfilter von 10 Hz bis zu 20 Hz . Im Folgenden bezeichnet die cut-off Frequenz $\nu_{cut-off}$ die kleinste bzw. größte Frequenz, die einen Filter nicht mehr passieren kann.

4.4.1 Tiefpassfilter

Wurde ein Tiefpassfilter auf die Daten angewandt, konnte das Rauschen deutlich reduziert werden, siehe Abb. 4.49. Die Abb. zeigt dieselbe Zeitspur, die durch drei verschiedene Tiefpassfilter mit den cut-off Frequenzen $\nu_{cut-off} = 1\text{ kHz}$, $\nu_{cut-off} = 200\text{ Hz}$ und $\nu_{cut-off} = 45\text{ Hz}$ gefiltert wurde. Die maximale Höhe der Peaks nimmt nach dem Filtern leicht ab, vgl. Tab. 4.6. Dennoch können die APs auch nach der Anwendung eines Tiefpassfilters mit $\nu_{cut-off} = 45\text{ Hz}$ noch deutlich detektiert werden. Änderungen der Form der APs, z. B. die Anstiegszeit der APs, die eine charakteristische Größe für die APs verschiedener Zelltypen ist, wurden hier nicht weiter betrachtet. Das Ziel dieser Untersuchung war es, die Kombination aus Hoch- und Tiefpassfilter zu finden, die zwar das Rauschen reduziert, die APs selber aber detektierbar lässt. Das root mean square (RMS) Rauschen ist für alle drei Tiefpassfilter nahezu konstant. Im Vergleich zu den ungefilterten Daten wurde das Signal zu Rausch Verhältnis (engl. signal-to-noise ratio (SNR)) leicht reduziert. Das SNR ist hier durch das Verhältnis $\frac{\text{mittlere Peakhöhe}}{\text{RMS Rauschen}}$ gegeben.

(a) ungefilterte Daten

$\nu_{cut-off}$ [Hz]	RMS Rauschen [mV]	Peak-to-Peak Rauschen [mV]	mittlere Peakhöhe [mV]	SNR
---	$0,125 \pm 0,004$	400	$1,37 \pm 0,08$	$11,0 \pm 1,0$

(b) Tiefpassfilter

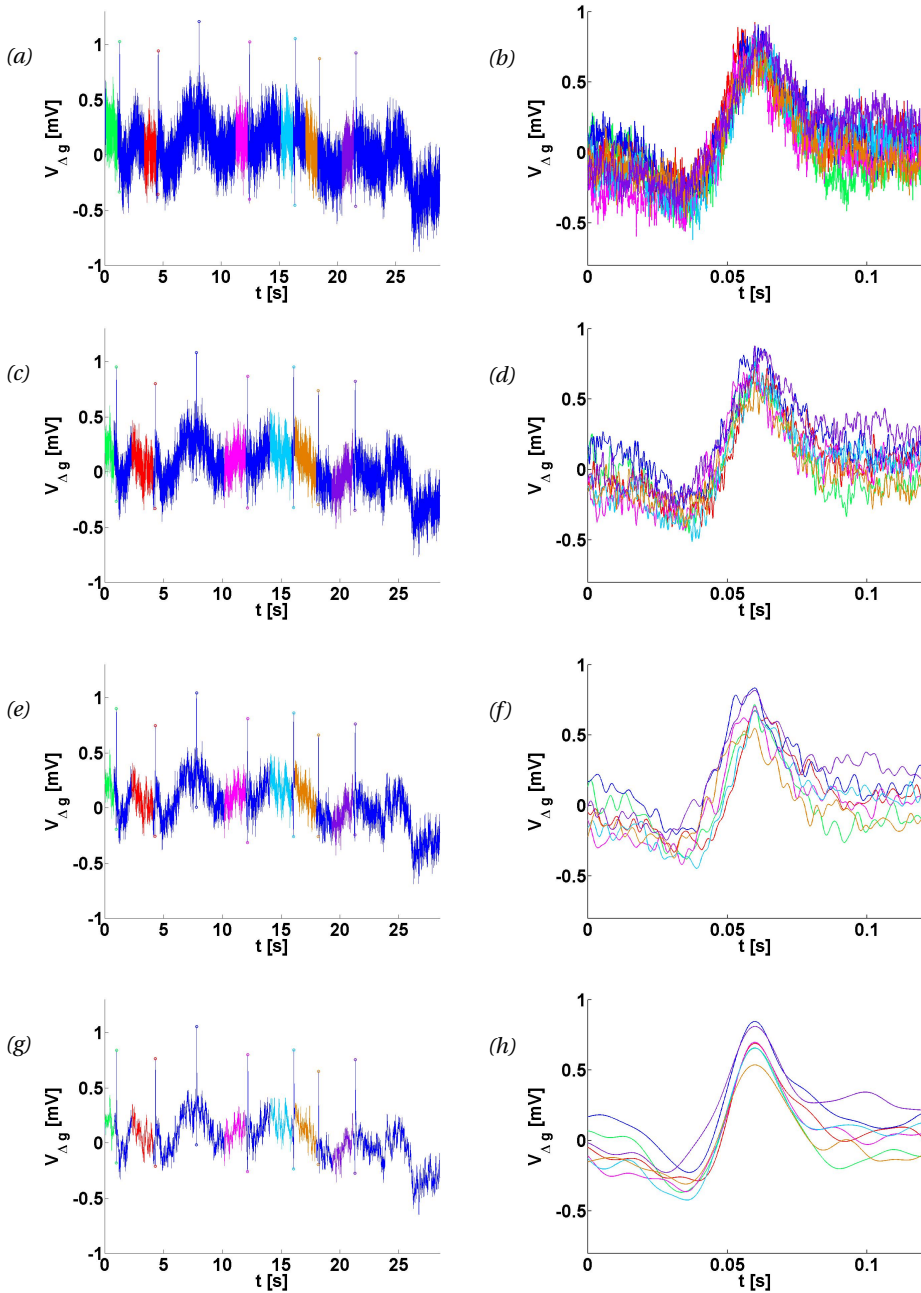
$\nu_{cut-off}$ [Hz]	RMS Rauschen [mV]	Peak-to-Peak Rauschen [mV]	mittlere Peakhöhe [mV]	SNR
1000	$0,12 \pm 0,01$	200	$1,17 \pm 0,07$	$9,7 \pm 1,5$
800	$0,12 \pm 0,01$	200	$1,14 \pm 0,09$	$9,6 \pm 1,6$
600	$0,12 \pm 0,01$	200	$1,12 \pm 0,08$	$9,5 \pm 1,6$
400	$0,12 \pm 0,01$	200	$1,09 \pm 0,08$	$9,5 \pm 1,6$
200	$0,11 \pm 0,01$	200	$1,04 \pm 0,07$	$9,4 \pm 1,7$
45	$0,11 \pm 0,01$	200	$1,01 \pm 0,08$	$9,2 \pm 1,8$

Tabelle 4.5

Die Tabelle zeigt die Ergebnisse der Anwendung eines Tiefpassfilters auf eine Messung von APs.

(a) Ungefilterte Daten.

(b) Nach der Anwendung eines Tiefpassfilters auf die Daten.

**Abbildung 4.49**

Messung einer Zeitspur, die mehrere APs enthält, nach der Anwendung von verschiedenen Tiefpassfiltern. (a) Ungefilterte Daten. (b) Übereinander gelegte APs der ungefilterten Daten. (c) Anwendung eines Tiefpassfilters mit $v_{cutoff} = 1 \text{ kHz}$. (d) Übereinander gelegte APs der gefilterten Daten ($v_{cutoff} = 1 \text{ kHz}$). (e) Anwendung eines Tiefpassfilters mit $v_{cutoff} = 200 \text{ Hz}$. (f) Übereinander gelegte APs der gefilterten Daten ($v_{cutoff} = 200 \text{ Hz}$). (g) Anwendung eines Tiefpassfilters mit $v_{cutoff} = 45 \text{ Hz}$. (h) Übereinander gelegte APs der gefilterten Daten ($v_{cutoff} = 45 \text{ Hz}$)

4.4.2 Hochpassfilter

Wurde ein Hochpassfilter auf die Daten angewendet, zeigten sich vergleichbare Ergebnisse, siehe Abb. 4.50 und Tab. 4.5 (c). Die mittlere Höhe der APs wurde durch das Anwenden des Hochpassfilters leicht reduziert. Drifts der Zeitspur konnten vollständig heraus gefiltert werden. Dadurch wurde das RMS Rauschen deutlich verringert. Insgesamt ergab sich somit ein wesentlich höheres SNR im Vergleich zu den ungefilterten Daten. Wurde jedoch ein Hochpassfilter mit einer cut-off Frequenz $v_{cut-off} \geq 20\text{ Hz}$ zum Filtern verwendet, so wurden die APs vollständig heraus gefiltert und waren nicht mehr detektierbar.

(a) ungefilterte Daten

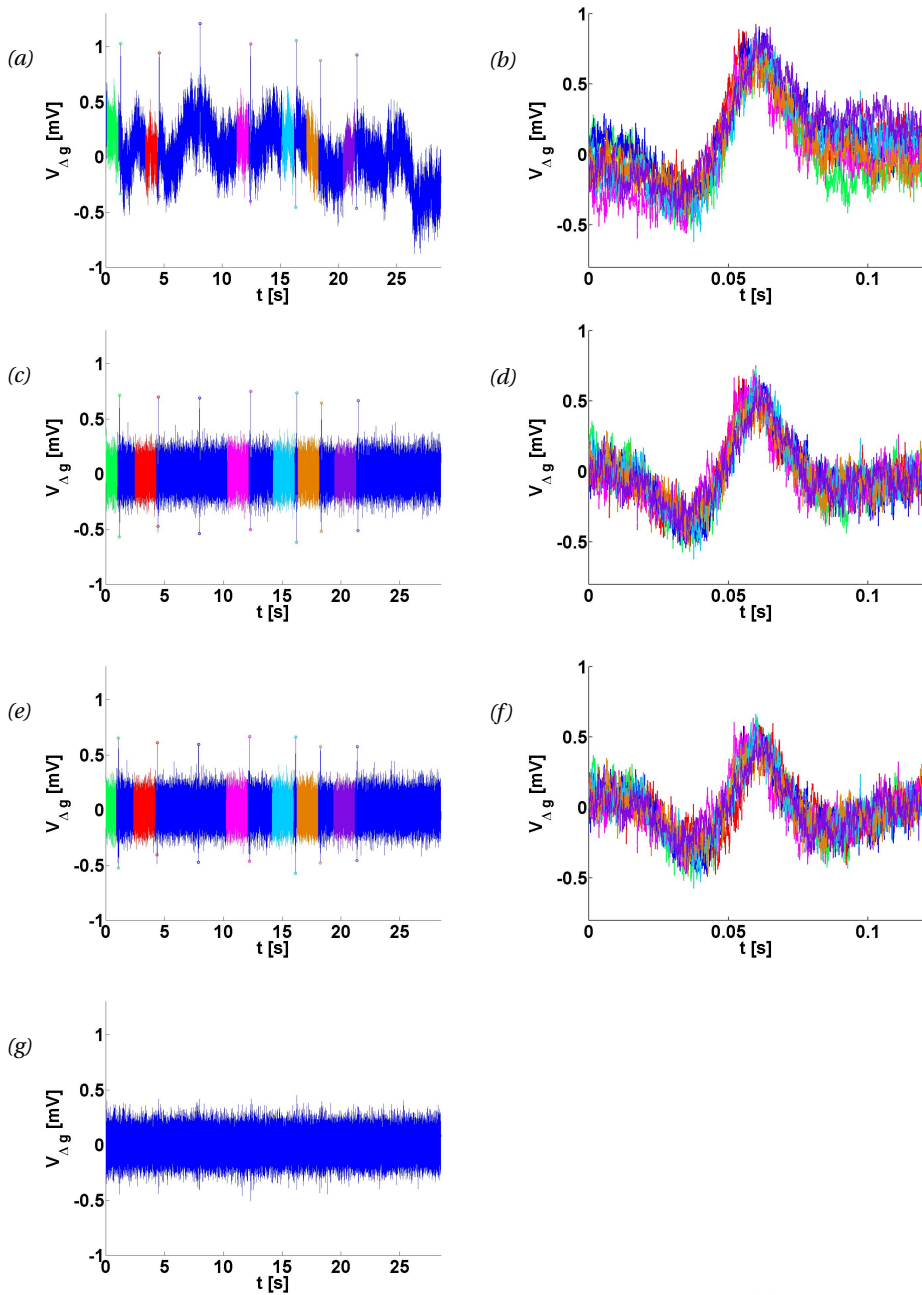
$v_{cut-off}$ [Hz]	RMS Rauschen [mV]	Peak-to-Peak Rauschen [mV]	mittlere Peakhöhe [mV]	SNR
---	$0,125 \pm 0,004$	400	$1,37 \pm 0,08$	$11,0 \pm 1,0$

Hochpassfilter

$v_{cut-off}$ [Hz]	RMS Rauschen [mV]	Peak-to-Peak Rauschen [mV]	mittlere Peakhöhe [mV]	SNR
10	$0,099 \pm 0,003$	400	$1,23 \pm 0,07$	$12,4 \pm 0,6$
15	$0,097 \pm 0,002$	300	$1,10 \pm 0,08$	$11,3 \pm 0,7$
20	no APs detectable			

Tabelle 4.6

Die Tabelle zeigt die Ergebnisse nach der Anwendung eines Hochpassfilters auf eine Messung von APs.

**Abbildung 4.50**

Zeitspur mit mehreren APs, nachdem ein Hochpass auf die Daten angewendet wurde. (a) Ungefilterte Daten. (b) Übereinander gelegte APs der ungefilterten Daten. (c) Hochpassfilters mit $v_{cutoff} = 10$ Hz (d) Übereinander gelegte APs nach der Hochpassfilterung ($v_{cutoff} = 10$ kHz) (e) Hochpassfilters mit $v_{cutoff} = 15$ Hz (f) Übereinander gelegte APs nach der Hochpassfilterung ($v_{cutoff} = 15$ Hz) (g) Hochpassfilters mit $v_{cutoff} = 20$ Hz

4.4.3 Bandpassfilter

Das kleinste Rauschlevel und das höchste SNR wird erreicht, wenn ein Hochpassfilter und ein Tiefpassfilter kombiniert werden, siehe Abb. (4.51). Wird ein solcher Bandpassfilter auf die Zeitspur angewendet, erreicht das SNR einen Wert von $17,3 \pm 2,0$.

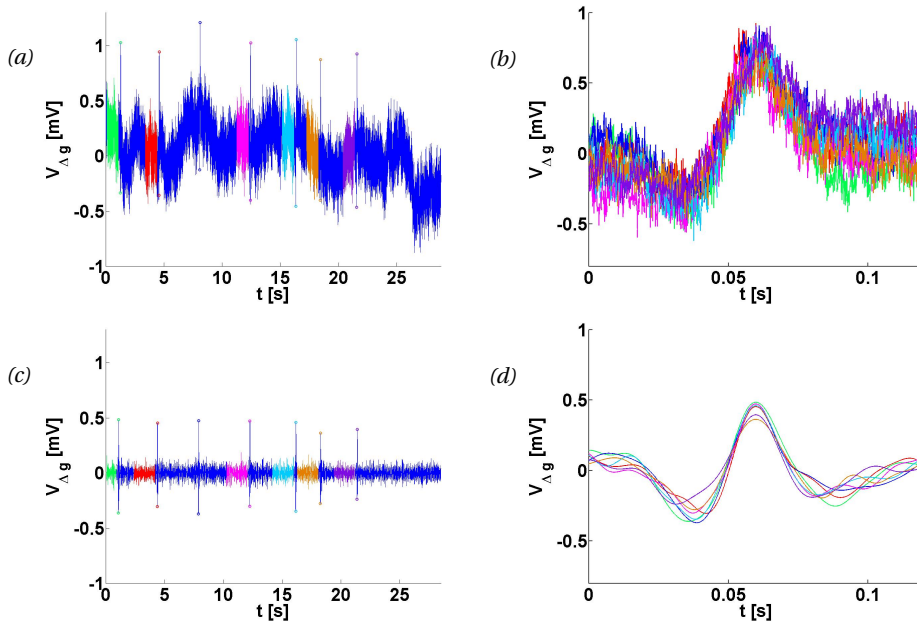


Abbildung 4.51

Die Abb. zeigt die Ergebnisse der Bandpassfilterung der Zeitspur. (a) Ungefilterte Daten. (b) Übereinander gelegte APs der ungefilterten Daten. (c) Die Zeitspur nach dem Anwenden des Bandpassfilters mit $v_{cutoff1} = 15\text{Hz}$ und $v_{cutoff2} = 45\text{Hz}$ (d) Übereinander gelegte APs nach der Bandpassfilterung.

(a) ungefilterte Daten

$\nu_{cut-off}$ [Hz]	RMS Rauschen [mV]	Peak-to-Peak Rauschen [mV]	mittlere Peakhöhe [mV]	SNR
---	$0,125 \pm 0,004$	400	$1,37 \pm 0,08$	$11,0 \pm 1,0$

Bandpassfilter

$\nu_{cut-off}$ [Hz]	RMS Rauschen [mV]	Peak-to-Peak Rauschen [mV]	mittlere Peakhöhe [mV]	SNR
10	$0,044 \pm 0,003$	---	$0,76 \pm 0,09$	$17,3 \pm 2,0$

Tabelle 4.7

Die Tabelle zeigt die Ergebnisse nach der Anwendung eines Bandpassfilters auf eine Messung von APs.

4.4.4 Minimal detektierbare Signale

Weiterhin wurde die kleinste Amplitude eines APs bestimmt, die nach der Anwendung des oben beschriebenen Bandpassfilters noch detektierbar ist. Dazu wurde eine Zeitspur, die typisches Rauschen für eine Messung mit dem BioMAS Verstärker zeigt, mit Pulsen einer 35 Hz Sinuswelle überlagert. Die Amplitude der Pulse wurde zwischen 1 mV und $200 \mu\text{V}$ variiert. Anschließend wurde der Bandpassfilter auf diese Daten angewendet und überprüft, ob die Pulse nach dem Filtern noch detektierbar waren. Die Ergebnisse zeigt Abb. 4.52. Dargestellt ist die Zeitspur der Pulse, die mit drei verschiedenen Amplituden überlagert wurden. Pulse, deren Amplitude höher als $500 \mu\text{V}$ war, werden auch nach dem Filtern deutlich detektiert. Pulse mit einer Amplitude von $300 \mu\text{V}$ gehen ohne Anwendung des Bandpassfilters im Rauschen unter. Nach dem Filtern jedoch sind auch diese Pulse einfach zu detektieren. Nicht mehr zu detektieren sind Pulse mit einer Amplitude von $200 \mu\text{V}$, da sie kaum noch vom Rauschen unterschieden werden können.

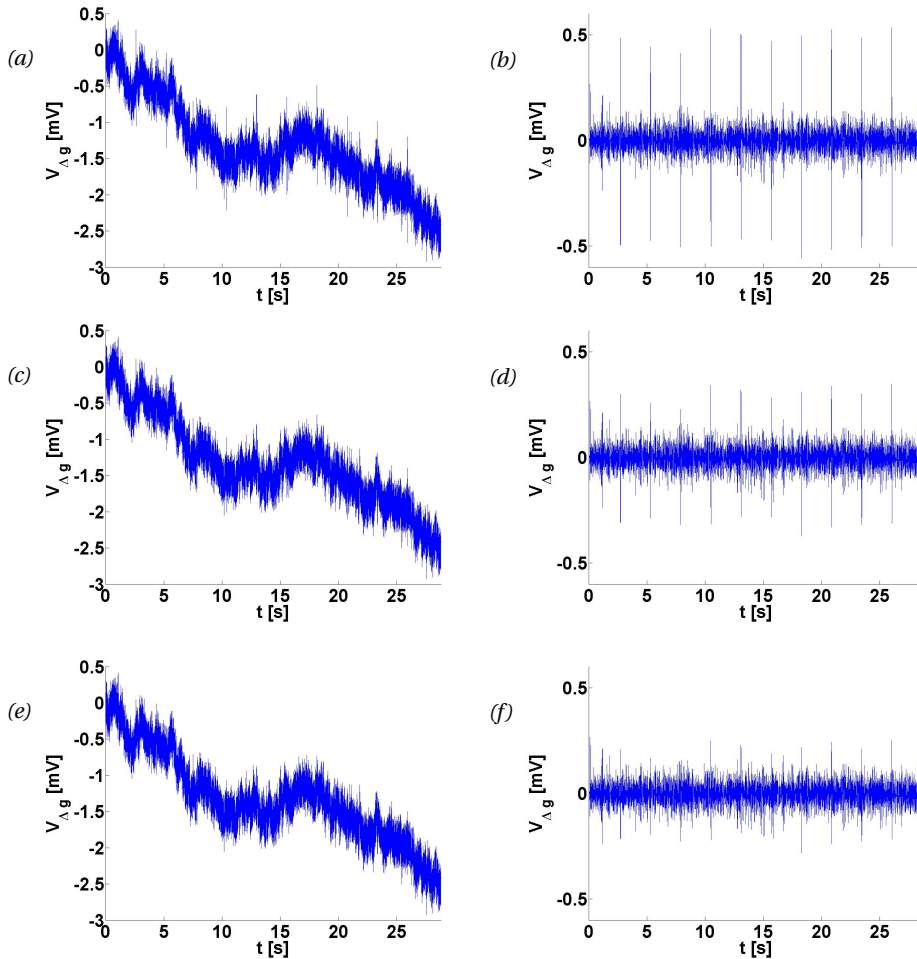


Abbildung 4.52

Typisches Rauschen des BioMAS Verstärkersystems, das mit Pulsen einer 35Hz Sinuswelle überlagert wurde. (a) Rauschen, das mit Pulsen einer 35Hz Sinuswelle überlagert wurde, deren Amplitude 500 μV betrug. (b) Die Zeitspur aus (a) nach Filtern mit einem Bandpass: $\nu_{\text{cut-off}1} = 15\text{Hz}$, $\nu_{\text{cut-off}2} = 45\text{Hz}$ (c) Rauschen, das mit Pulsen einer 35Hz Sinuswelle überlagert wurde, deren Amplitude 300 μV betrug. (d) Die Zeitspur aus (c) nach Filtern mit einem Bandpass: $\nu_{\text{cut-off}1} = 15\text{Hz}$, $\nu_{\text{cut-off}2} = 45\text{Hz}$ (e) Rauschen, das mit Pulsen einer 35Hz Sinuswelle überlagert wurde, deren Amplitude 200 μV betrug. (f) Die Zeitspur aus (e) nach Filtern mit einem Bandpass: $\nu_{\text{cut-off}1} = 15\text{Hz}$, $\nu_{\text{cut-off}2} = 45\text{Hz}$

4.5 NRFETs als Biosensoren

Nachdem die elektrische Charakterisierung der NRFETs und ihres Rauschverhaltens in den vorangegangenen Kapiteln genau untersucht wurden, werden in diesem Kapitel die Ergebnisse der NRFETs als Biosensoren dargestellt. Zuerst wird die Reaktion der NRFETs auf verschiedene pH-Werte untersucht und dann an Hand von verschiedenen Zelltypen, den HL-1 Zellen, Neuronen und PC-12 Zellen, die Eignung der NRFETs als Biosensoren beschrieben.

4.5.1 Detektion von pH-Werten

Mit Hilfe der NRFETs konnten erfolgreich Änderungen des pH-Werts detektiert werden. Wie in Abb. 4.53 (a) für zwei NRFETs NR2x4 aus D4 zu sehen, ändert sich der Strom I_{ds} durch den Kanal mit dem pH-Wert. Auch mit den NRFETs aus D2 konnten pH-Werte auf diese Weise detektiert werden. Für einen NRFET NR2x4 aus D2 wurde zusätzlich die Änderung der Schwellspannung in Abhängigkeit vom pH-Wert bestimmt, siehe Abb. 4.53 (b). Die Änderung von V_t mit dem pH-Wert lag bei $42 \frac{mV}{dec}$.

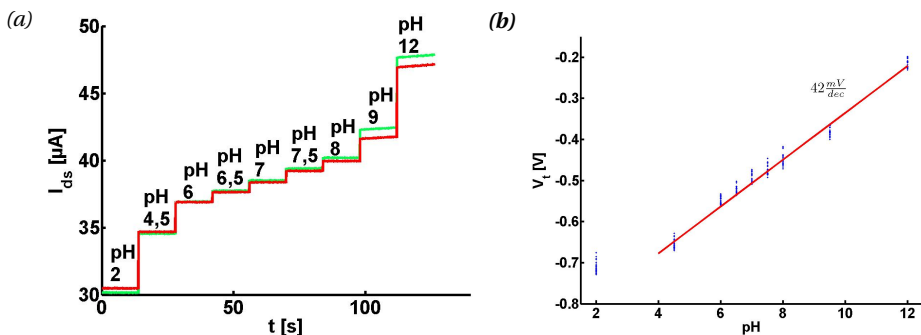


Abbildung 4.53

Detektion verschiedener pH-Werte.

(a) Darstellung des Stroms I_{ds} für einen NRFET NR2x4 aus D4 bei gleicher Source-Drain- und Gate-Spannung.

(b) Änderung der Schwellspannung eines NRFET NR2x4 aus D2 in Abhängigkeit vom pH-Wert des Elektrolyten auf dem Frontgate.

4.5.2 Aktionspotentiale von Herzmuskelzellen

In diesem Teil des Kapitels werden die Ergebnisse der NRFETs zur Detektion von Aktionspotentialen (APs) einer konfluenten Schicht aus Herzmuskelzellen der Zelllinie HL-1 gegeben. Für die folgende Analyse wurden alle Daten entsprechend den Ergebnissen aus Kap. 4.4 mit einem Bandpassfilter von 5 – 15 Hz gefiltert.

Die Adhäsion und das Wachstum der HL-1 Zellen auf den NRFET Chips mit SiO_2 Gate (D2) bzw. Al_2O_3 Gate (D4) war in beiden Fällen gut. Die Zellen adhärirten auf der Oberfläche und bildeten am vierten Tag der Zellkultur (DIV 4) eine konfluente Schicht. Die Zellschicht auf einem NR4x2 Chip aus D4 zeigt Abb. 4.54. Die Zellkulturen auf allen anderen Chips sahen vergleichbar aus.

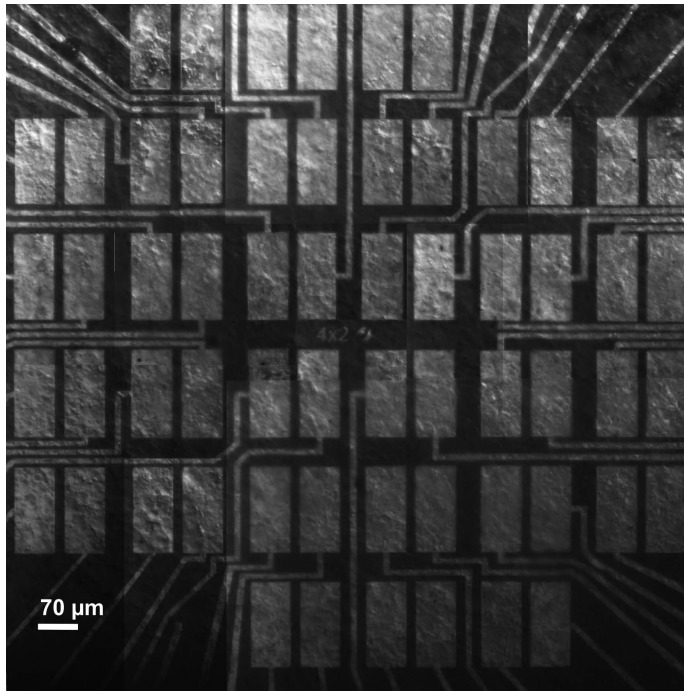


Abbildung 4.54

HL-1 Zellen auf einem Chip. Die Zellen bilden eine konfluente Schicht über das gesamte Sensorarray. Das Bild wurde aus mehreren Mikroskopbildern zusammengesetzt.

Sowohl mit den Chips (D2) aus dem zweiten Prozessdurchlauf als auch mit den Chips (D4) aus dem vierten Prozessdurchlauf konnten APs von HL-1 Zellen gemessen werden. Abb. 4.55 zeigt dies für die NRFET Typen NR4x2 und NR2x4 aus D2 nach der Gabe von $5\mu\text{l}$ NorA. Die APs sind regelmäßig und deutlich höher als das Rauschen, variieren jedoch etwas in ihrer maximalen Höhe, vgl. 4.55 (a). Bei den einzelnen APs sind die Depolarisation und die Natrium- bzw. Kaliumströme zu erkennen. Die Hyperpolarisation ist bestenfalls angedeutet und im Rauschen nicht zu erkennen. Eine Zellmessung mit den NRFET Typen NR4x2 und NR2x4 aus D4 zeigen die Abb. 4.56 (a) und (c). Auch in diesem Fall sind die APs regelmäßig und deutlich größer als das Rauschen. Die Abb. 4.56 (b) und (d) zeigen ein einzelnes gemessenes AP. Wieder zu erkennen sind die Depolarisation der Zelle sowie die Natrium- bzw. Kaliumströme. Während für den Typ NR4x2 die Hyperpolarisation noch angedeutet ist, geht sie beim Typ NR2x4 im Rauschen unter. Mit allen Chips waren, abhängig vom Drift der Basislinie, Messungen bis zu einer Länge von 1 min möglich.

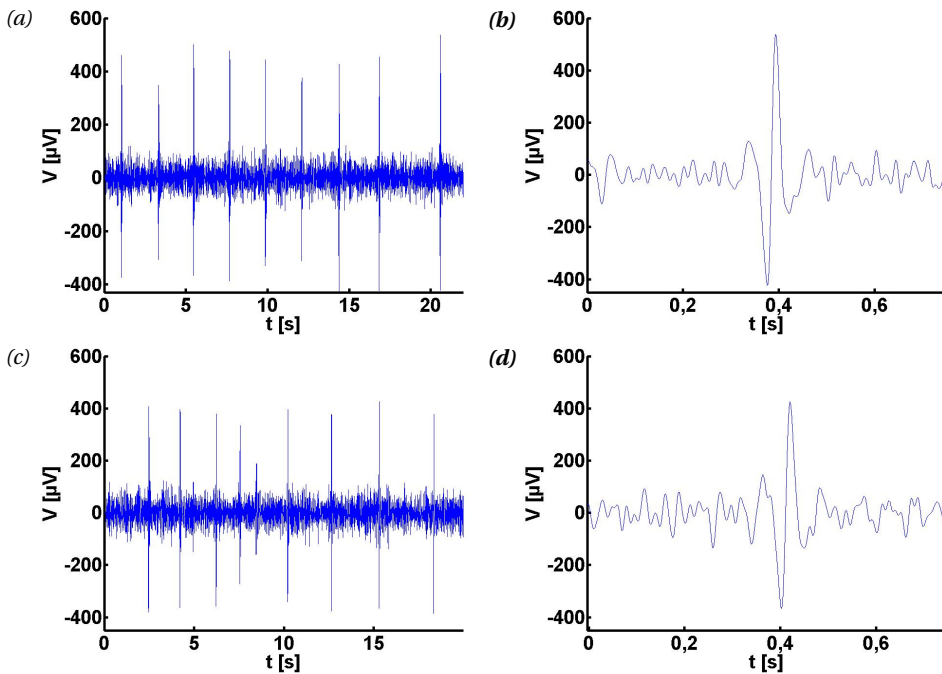


Abbildung 4.55

Messung von Aktionspotentialen mit NRFETs aus dem zweiten Prozessdurchlauf (D2). Bei diesen bestand das Gate aus SiO_2 .

- (a) Ausschnitt von 20s, NRFET Typ NR4x2. (b) Ausschnitt von 750ms, NRFET Typ NR4x2.
(c) Ausschnitt von 20s, NRFET Typ NR2x4. (d) Ausschnitt von 750ms, NRFET Typ NR2x4.

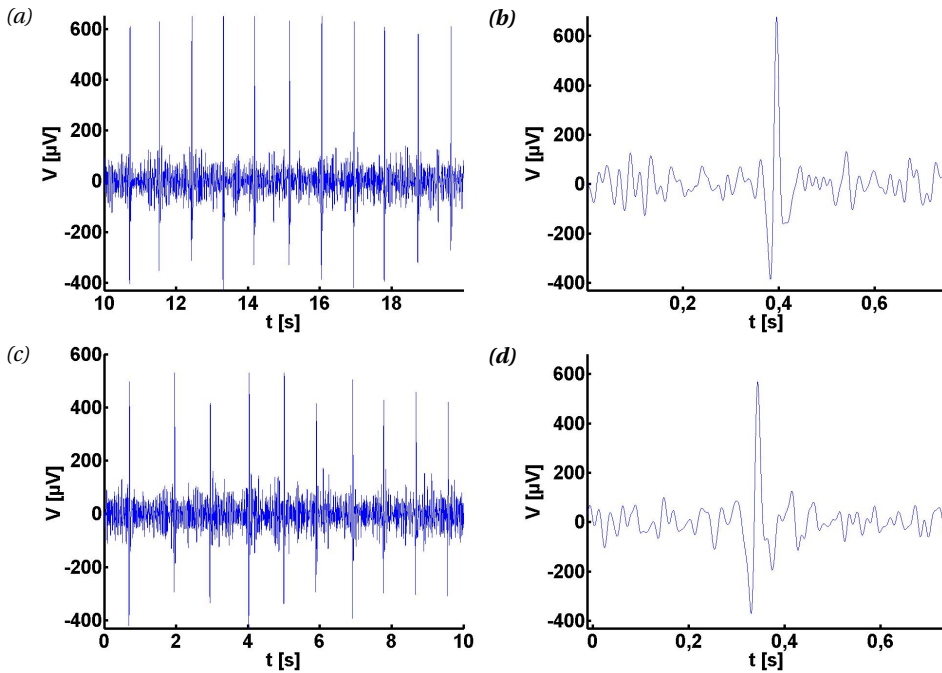
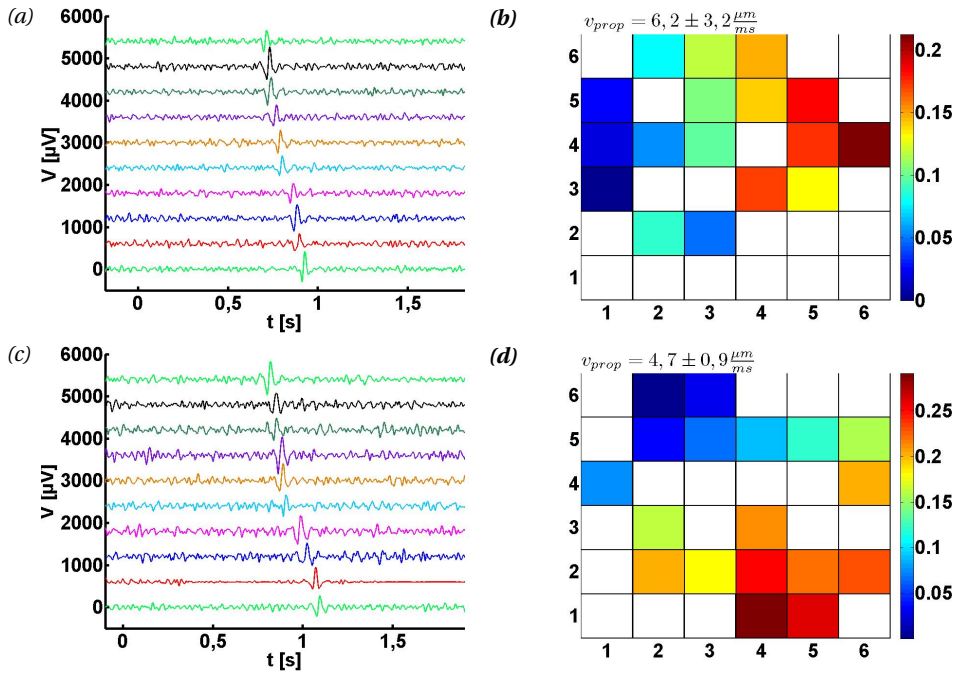


Abbildung 4.56

Messung von Aktionspotentialen mit NRFETs aus dem vierten Prozessdurchlauf (D4). Bei diesen bestand das Gate aus Al_2O_3 .

- (a) Ausschnitt von 10s, NRFET Typ NR4x2. (b) Ausschnitt von 750ms, NRFET Typ NR4x2.
 (c) Ausschnitt von 10s, NRFET Typ NR2x4. (d) Ausschnitt von 750ms, NRFET Typ NR2x4.

Die Ausbreitung der APs im Zellnetzwerk und damit über die einzelnen NRFETs ist in den Abb. 4.57 und 4.58 gezeigt. Die Teile (a) und (c) der Abb. zeigen mehrere versetzt angeordnete Zeitspuren verschiedener Kanäle. Die Propagation des APs mit der Zeit ist zu erkennen. In den Teilen (b) und (d) der Abb. ist der Zeitpunkt, zu dem ein AP auf einem Sensor gemessen wurde, dargestellt. Die einzelnen Quadrate stellen die einzelnen NRFETs des Chips dar. Die Ausbreitungsgeschwindigkeiten sind in Tab. 4.8 aufgelistet.

**Abbildung 4.57**

Ausbreitung der Aktionspotentiale auf einem Chip mit NRFETs aus dem zweiten Prozessdurchlauf (D2). Bei diesen bestand das Gate aus SiO_2 .

(a) Mehrere Zeitspuren übereinander, NRFET Typ NR4x2

(b) Zeitpunkte der gemessenen APs auf den einzelnen NRFETs, NRFET Typ NR4x2.

(c) Mehrere Zeitspuren übereinander, NRFET Typ NR2x4

(d) Zeitpunkte der gemessenen APs auf den einzelnen NRFETs, NRFET Typ NR2x4.

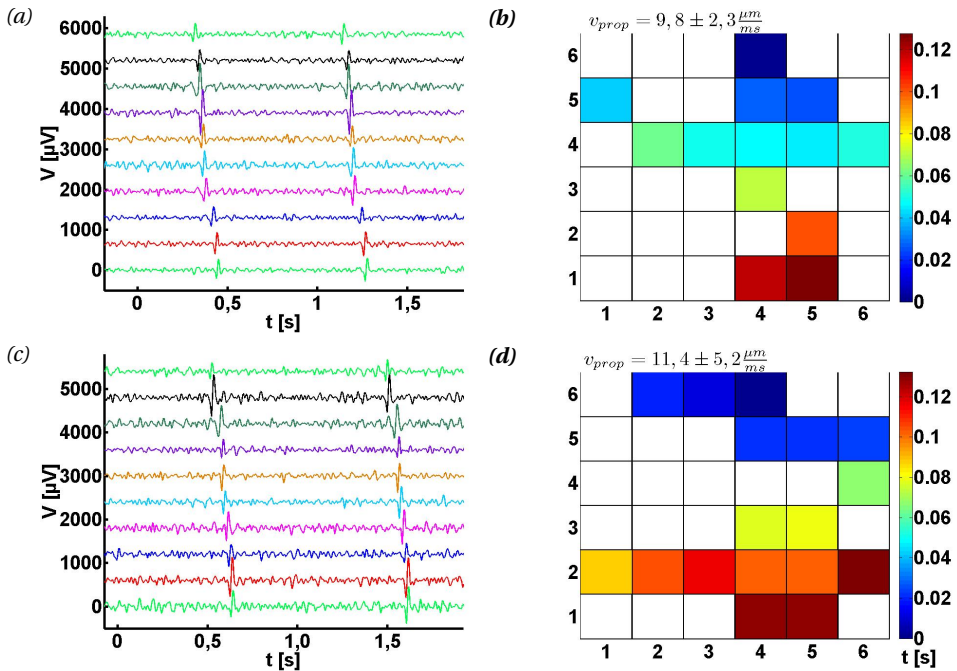


Abbildung 4.58

Ausbreitung der Aktionspotentiale auf einem Chip mit NRFETs aus dem vierten Prozessdurchlauf (D4). Bei diesen bestand das Gate aus Al_2O_3 .

(a) Mehrere Zeitspuren übereinander, NRFET Typ NR4x2

(b) Zeitpunkte der gemessenen APs auf den einzelnen NRFETs, NRFET Typ NR4x2.

(c) Mehrere Zeitspuren übereinander, NRFET Typ NR2x4

(d) Zeitpunkte der gemessenen APs auf den einzelnen NRFETs, NRFET Typ NR2x4.

Zur Bestimmung des Signal-zu-Rausch (SNR) Verhältnisses wurden die APs eines Kanals übereinander gelegt, siehe Abb. 4.59. Wie in der Abb. gezeigt, war die Höhe der APs sehr gleichmäßig. Für die einzelnen APs wurde ihre maximale Höhe U_{AP} , das RMS Rauschen ΔU_{RMS} und das SNR bestimmt. Die Ergebnisse sind in Tab. 4.8 aufgeführt.

	Chips aus D2		Chips aus D4	
	NR2x4	NR4x2	NR2x4	NR4x2
$v_{Prop} \left[\frac{\mu m}{ms}\right]$	$4,7 \pm 0,9$	$6,2 \pm 3,2$	$11,4 \pm 5,2$	$9,8 \pm 2,3$
$U_{AP} \left[\mu V\right]$	$760,3 \pm 21,8$	$861,6 \pm 55,4$	$854,6 \pm 45,1$	$984,5 \pm 63,6$
$\Delta U_{RMS} \left[\mu V\right]$	$43,8 \pm 5,0$	$42,7 \pm 3,1$	$44,5 \pm 6,5$	$43,3 \pm 3,5$
SNR	$17,49 \pm 1,5$	$20,3 \pm 2,1$	$19,6 \pm 3,4$	$22,9 \pm 2,4$
$v_{schlag}(ohneNorA) \left[\frac{APs}{min}\right]$	---	---	28 ± 6	---
$v_{schlag}(3\mu lNorA) \left[\frac{APs}{min}\right]$	---	---	44 ± 10	---

Tabelle 4.8
Ergebnisse der Detektion von Aktionspotentialen von HL-1 Zellen.

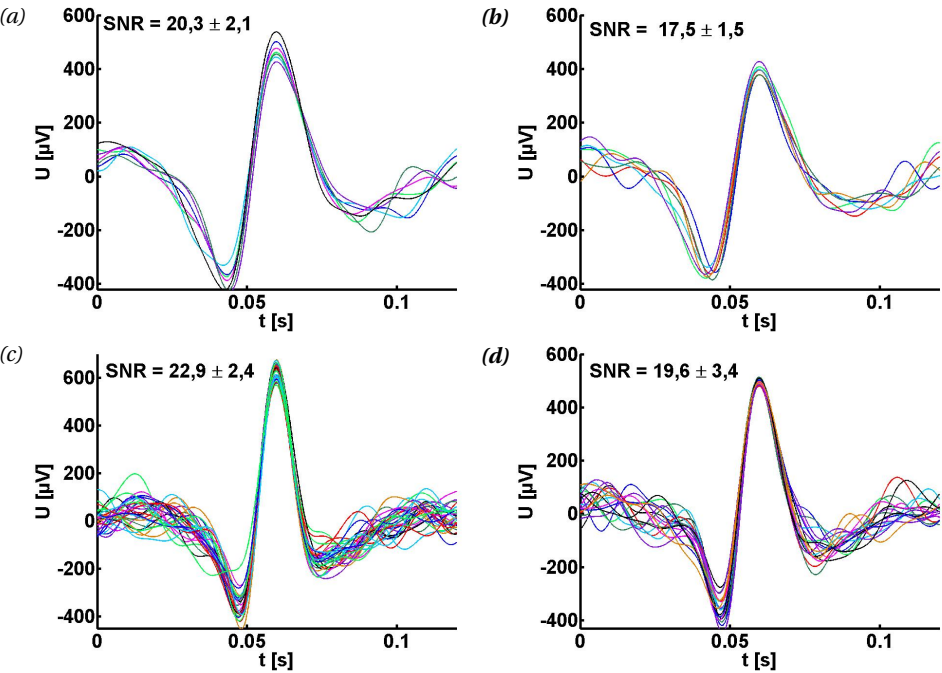


Abbildung 4.59
Signal-zu-Rausch Verhältnis der Messung von APs von HL-1 Zellen.
(a) NRFET Typ NR4x2 D2. (b) NRFET Typ NR2x4 D2.
(c) NRFET Typ NR4x2 D4. (d) NRFET Typ NR2x4 D4.

Nach der Zugabe von $3\ \mu\text{l}$ NorA konnte eine erhöhte Schlagfrequenz ν_{schlag} der Zellen festgestellt werden, vgl. 4.60. Die Schlagfrequenz erhöhte sich von $28 \pm 6\ \frac{\text{APs}}{\text{min}}$ auf $44 \pm 10\ \frac{\text{APs}}{\text{min}}$.

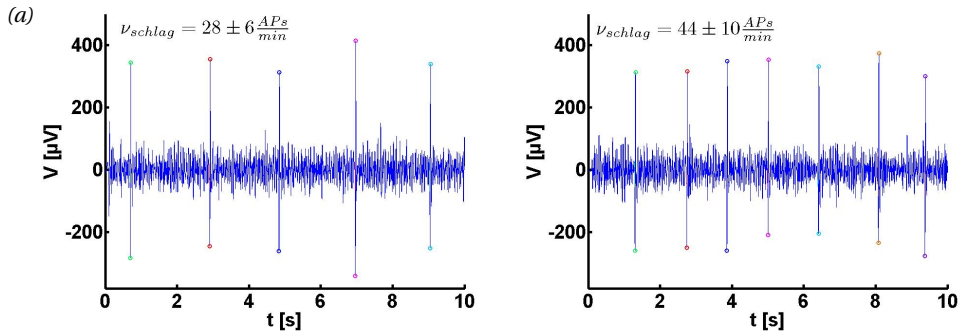


Abbildung 4.60

Änderung der Schlagfrequenz nach Zugabe von Norepinephrin. (NRFET Typ NR2x4 D4)

4.5.3 Dopaminausschüttung von PC-12 Zellen

Wie in Kapitel 4.5.1 gezeigt, können die NRFETs als pH-Sensoren genutzt werden. In diesem Kapitel werden die Ergebnisse der Messungen zur Detektion der sauren Neurotransmitterhaltigen Vesikel zur intersynaptischen Signalausbreitung in PC-12 Zellen dargestellt. Abb. 4.61 zeigt PC-12 Zellen auf der Oberfläche eines NRFETs 4 h nach dem Ausplattieren auf den Chip. Die Zellen sind auf der Oberfläche adhärirt und liegen über den einzelnen Sensoren verteilt.

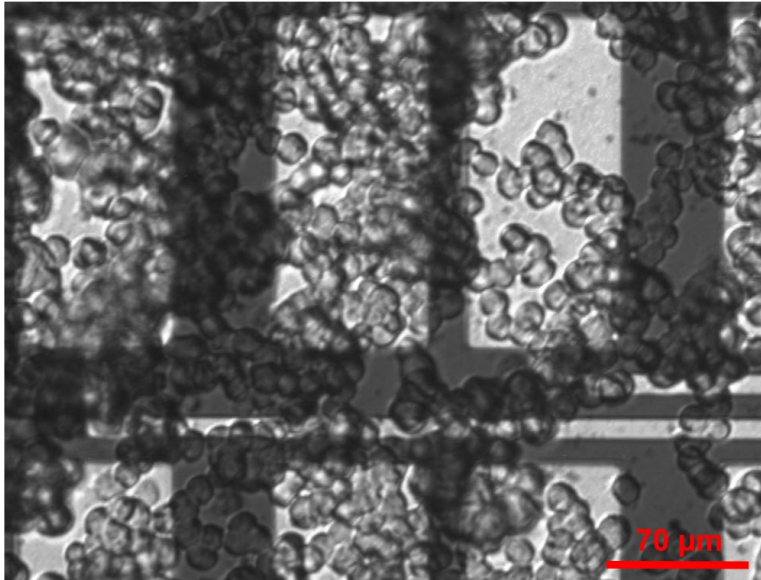


Abbildung 4.61
PC-12 Zellen auf den NRFETs.

Die Ergebnisse der Messung zeigt Abb. 4.62. Teil (a) zeigt die Zeitspur so wie sie aufgenommen wurde. Bei ca. 20s wurden zur Stimulation der PC-12 Zellen 150mM Kaliumchlorid (KCl) in HEPES-Puffer zugegeben. Daher kommt der plötzliche Abfall des gemessenen Stroms. Zu diesem Zeitpunkt sind auch einzelne Peaks in der Messung zu erkennen. Abb. 4.62 (b) zeigt die Messung nach dem Filtern mit einem 100Hz Tiefpassfilter. Das Rauschen konnte deutlich reduziert werden. Um den Stromabfall nach der KCl Zugabe zu filtern wurde ein zusätzlicher 15Hz Hochpassfilter auf die Daten angewendet, Abb. 4.62 (d). Teil (c) zeigt die Daten nach Anwendung des Hochpassfilters ohne den Tiefpassfilter.

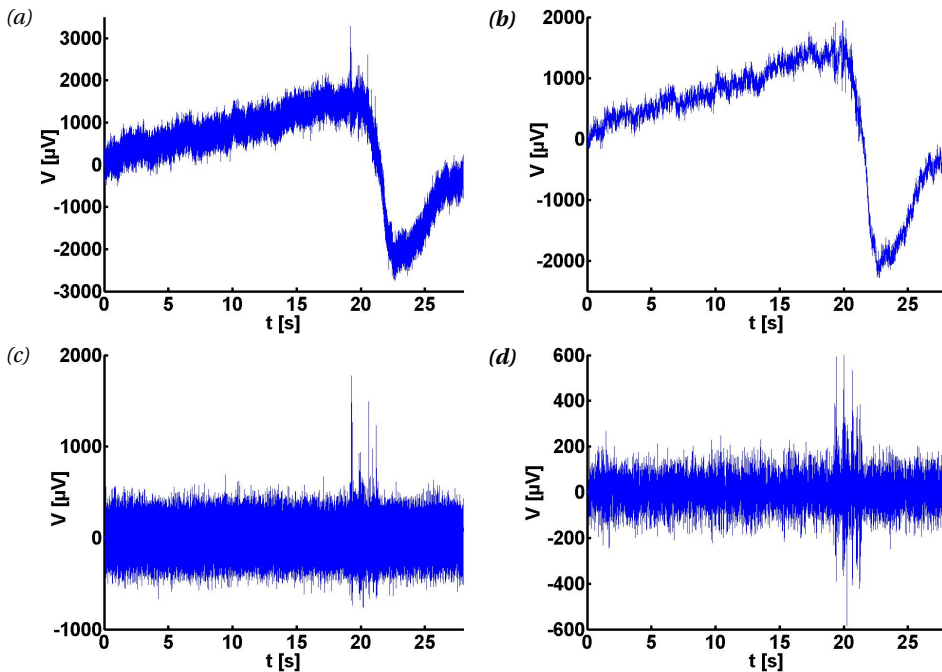


Abbildung 4.62

Messung der Neurotransmittervesikel von PC-12 Zellen auf einem NR2x4 Chip aus D2.

(a) Originalspur. (b) Nach einem 100Hz Tiefpassfilter.

(c) Nach einem 15Hz Hochpassfilter. (d) Nach einem 15 – 100Hz Bandpassfilter.

4.5.4 Aktionspotentiale von Rattenneuronen

In diesem Teil werden die Ergebnisse der Messung von APs von Rattenneuronen wiedergegeben. Zusätzlich zur Ableitung der Signale über die NRFET Chips wurden einzelne Neuronen gepatcht.

Die Messungen erfolgten mit Neuronen an DIV7 bis DIV16. Die Zellen waren auf der Oberfläche der Chips gut adhärirt und sahen vital aus, siehe Abb. 4.63. Die ausplattierte Dichte war etwas zu hoch, so dass die Neuronen teilweise mehrere Schichten bildeten. Auffällig war, dass die Neuronen meistens am Rand der Öffnung der Passivierung saßen und nicht mittig auf den NRFETs saßen.

Fast alle der gepatchten Neuronen wiesen elektrische Aktivität nach einem Stimulationspuls

auf. Auf vielen war auch spontane Aktivität zu erkennen. Eine Ableitung des APs über die NRFETs ist jedoch nicht gelungen. Abb. 4.64 zeigt eine typische Messung. Der Stimulationspuls durch Strominjektion ist in der Mitte der Grafik gezeigt. Insgesamt wurden 50 dieser Pulse hintereinander angewendet. Der Peak auf dem Rechteckpuls stammt bereits von der Antwort der Zelle, da der EPC9 bei schnellen Signalen den Strom nicht völlig konstant halten kann^[148]. Der obere Teil der Grafik ist die intrazelluläre Messung des Potentials, das mit der Patchpipette gemessen wurde. Das durch den Stimulationspuls ausgelöste AP des Neurons ist deutlich zu sehen. Ein AP wurde durch alle 50 Stimulationen ausgelöst. Der untere Teil der Grafik zeigt die Messung des NRFETs auf dessen Rand das Neuron saß. Die Daten sind bereits gefiltert. Das AP ist auf diesen jedoch nicht zu erkennen.

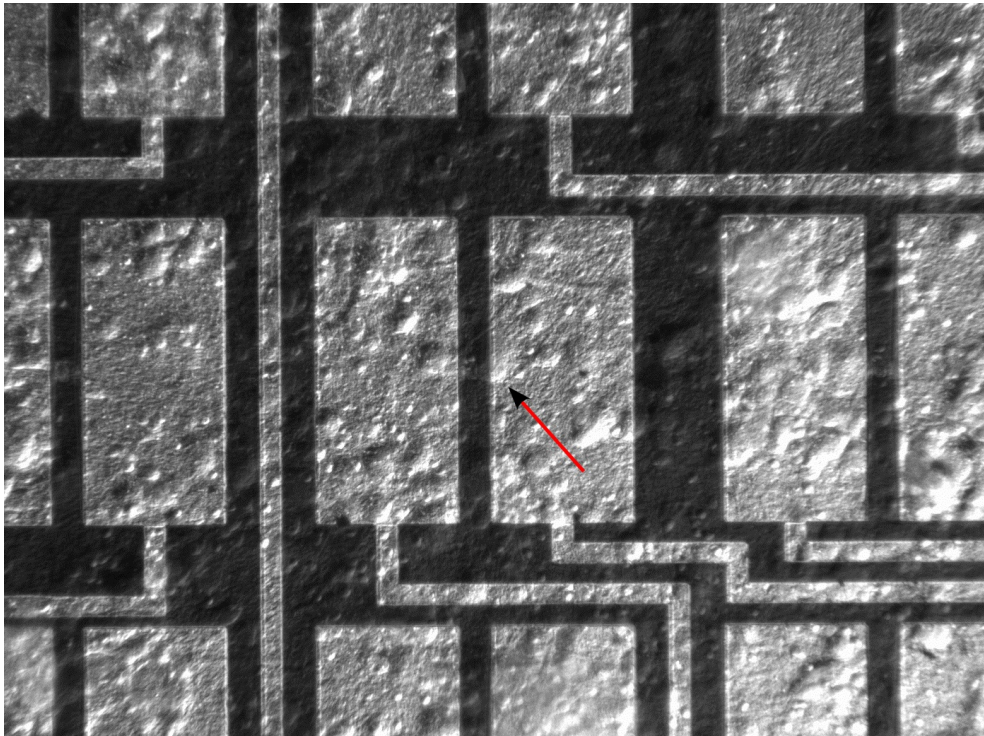


Abbildung 4.63

Neuronen auf den NRFETs. Der Pfeil zeigt das gepatchte Neuron.

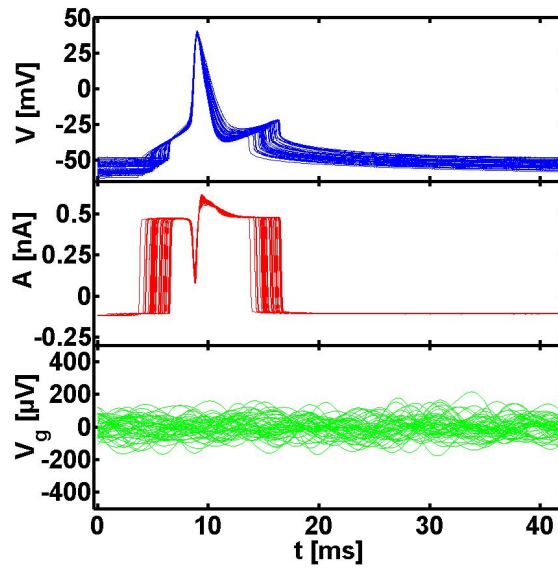


Abbildung 4.64

Ergebnis der Messung von APs von Neuronen.

oben: intrazelluläres Signal vom Patchen

mittig: Stimulationspuls vom Patchen.

unten: Signal aus dem BioMAS Verstärker.

5 Diskussion

In dieser Arbeit wurden NRFETs funktionsfähig hergestellt und für den Einsatz als Biosensoren verwendet. Die NRFETs verhielten sich nach einigen Optimierungsschritten während der Prozessdurchläufe sehr zuverlässig und reproduzierbar. In diesem Kapitel werden alle Ergebnisse diskutiert und miteinander in Zusammenhang gestellt.

5.1 Diskussion des Herstellungsprozesses der NRFETs

Der Prozess zur Fabrikation der NRFETs wurde in dieser Arbeit erfolgreich durchgeführt und charakterisiert, für die Stabilität der NRFETs kritische Prozessschritte wurden identifiziert. Alle optischen Lithographien zur Strukturierung wurden einwandfrei durchgeführt. Allerdings war, wie in Abb. 4.4 (c) und (f) gezeigt, für den hier verwendeten Maskaligner bei Strukturen unterhalb von $2\text{ }\mu\text{m}$ die Grenze erreicht, ab der eine gute Reproduzierbarkeit der Strukturen nicht mehr gegeben war. Ähnlich verhielt sich die Justierung der verschiedenen Lithographien aufeinander. Die erforderliche Genauigkeit der zu justierenden Strukturen war bei Abständen bis zu $2\text{ }\mu\text{m}$ durchweg gewährleistet, bei kleineren Abständen jedoch schwer zu erreichen. Lithographien, die zum nass-chemischen Ätzen oder für Lift-Off Prozesse verwendet wurden, waren besonders zu beachten. Bei allen als Maske für nass-chemisches Ätzen verwendeten Lithographien war darauf zu achten, dass der Lack keine Defektstellen aufwies, da diese sonst zu Beschädigungen am Wafer führten. Solche Defektstellen kamen meistens von Partikeln, die sich im Lack oder auf dem Wafer befanden. Ebenso von besonderer Bedeutung war das für den Lift-Off verwendete Schichtsystem aus zwei Lacken. Der untertunnelte Bereich musste weit genug sein, um bei der Metallisierung nicht mit dem Metall in Kontakt zu kommen, durfte aber andererseits nicht so weit sein, dass der Lack darüber zusammenbrach. Erst durch die Verwendung dieses Schichtsystems konnten metallische Leiterbahnen mit glatten Kanten, wie sie in Abb. 4.7 zu sehen sind, erzeugt werden.

Die Struktur der Kanten kann die am Ende des Fabrikationsprozesses durchzuführende Passivierung stark beeinflussen, da durch glatte Kanten Risse in der Passivierung vermieden werden können. Für die hier verwendete Passivierung durch den SU-8 Lack fiel dieser Aspekt nicht so stark ins Gewicht. Im Fall einer Passivierung durch eine Siliziumnitrid-Siliziumdioxid-

Siliziumnitrid (NON) Schicht wird die Form der zu passivierenden Kanten jedoch entscheidend für die Qualität der Passivierung. Diese Art der Passivierung wäre aus Gründen der Stabilität und Wiederverwendbarkeit der Chips als Biosensoren eine Verbesserung, da davon auszugehen ist, dass sie in der feuchten Umgebung eines Elektrolyten häufiger als zwei bis drei Mal wieder verwendet werden können. In dieser Arbeit konnte eine NON-Passivierung noch nicht realisiert werden, da der niedrigtemperatur physical vapor deposition (PECVD) Prozess zur Abscheidung der NON Schichten nicht ausreichend reproduzierbar verlief. Die mit SU-8 passivierten Chips dieser Arbeit konnten für maximal drei Zellkulturen (insgesamt ca. 3 Wochen in Zellmedium) verwendet werden.

Die Stabilität der NRFETs im Elektrolyten wird neben der Passivierung auch durch die Qualität und Dicke des Gateoxids bestimmt. Diesbezüglich ist das Gateoxid für Messungen im Elektrolyten mit 5 nm sehr dünn^[149]. Jedoch erhöht sich entsprechend den Gl. (2.35), (2.4) und (2.7) auch die Sensitivität der NRFETs, Änderungen der Frontgate-Spannung zu detektieren.

Das Ätzen der NRFETs durch die RIE Ätzung funktionierte zuverlässig. Wie die Abb. 4.4 und 4.11 zeigen, entsprachen die Dimensionen der Strukturen den im Design vorgegebenen und waren somit sehr gut zu kontrollieren.

Die Kapitel 4.2.1 und 4.2.3 zeigten um Größenordnungen unterschiedliche Ströme der Prozessdurchläufe D1 und D2 bis D4, die an Hand der Ergebnisse aus Kap. 4.2.2 eindeutig auf die Aluminium-Silizium Kontakte zurückgeführt werden konnten. Damit war das Design der Kontakte der wichtigste Prozessschritt, um die Funktionsfähigkeit der NRFETs sicherzustellen. Die elektrische Charakterisierung der Kontakt-Teststrukturen zeigte eine starke Abhängigkeit der Kontaktwiderstände von der Implantierung und damit der Anzahl der dotierten Boratome im Silizium, wie sie entsprechend der Theorie zur Beschreibung von Metall-Halbleiter Kontakten zu erwarten war. Für den Stromtransport sind die Majoritätsladungsträger, die Löcher, verantwortlich. Bei geringer bis moderater Konzentration der B-Atome ist der den Strom dominierende Prozess die thermische Emission. Es handelt sich dann um einen Schottky-Kontakt. Steigt die Konzentration der B-Atome ist der dominierende Prozess der Tunnelstrom, was im Extremfall auf ohmsche Kontakte führt. In dieser Arbeit konnten für die Funktionsfähigkeit der NRFETs ausreichend kleine Kontaktwiderstände nur durch die zusätzliche Implantierung der Kontaktbereiche des Siliziums realisiert werden. Andere Arbeiten, z.B. [46], konnten auf den gleichen SOI Wafern funktionsfähige Nanowires herstellen, die keine Zusatzimplantation erforderten. Der Grund dafür ist die in Kap. (4.2.2) aufgezeigte Abhängigkeit des Kontaktwiderstands von der Kontaktfläche. In [46] lagen die Kontakte der Metallleiterbahnen nicht direkt an den Nanowires, sondern wurden zunächst durch Siliziumleiterbahnen nach außen an den Chiprand geführt. Dadurch konnten wesentlich größere Kontaktflächen realisiert werden als das Design der NRFETs dieser Arbeit zu ließ. Außerdem spielte der Widerstand der Siliziumzuleitungen eine größere Rolle. Um der Abhängigkeit von der Kontaktfläche dennoch Rechnung zu tragen, ist das Design, wie in Kap. 4.1.2 beschrieben, überarbeitet worden. Die Performance der NRFETs konnte dadurch ab

dem zweiten Prozessdurchlauf gesteigert werden.

Nachdem die Temperaturen für das Tempern der Kontakte auf 475°C erhöht worden waren, ergaben sich auch in diesem Prozessschritt reproduzierbare Ergebnisse. Allgemein muss beim Tempern von Aluminium-Silizium Kontakten das Spiking beachtet werden. Durch die in das Silizium wachsenden Aluminiumspikes könnten sich Kurzschlüsse der FET Kanäle ergeben. Für die in dieser Arbeit verwendeten Gatelängen spielte der Effekt keine Rolle, da solche Kurzschlüsse bei keinem Device festgestellt werden konnten. Daher konnte mit den Temperaturen von 475°C für das Tempern gearbeitet werden, um die Aluminium-Silizium Kontakte weiter zu verbessern.

Das Ausdünnen der SOI Wafer von 340 nm auf 70 nm funktionierte sehr zuverlässig, da durchweg dünne Siliziumschichten des Device Layers hergestellt werden konnten. Während aller Prozessdurchläufe ging kein Wafer auf Grund des Ausdünnens verloren. Schwankungen in der Dicke des ausgedünnten Siliziumlayers von 10 nm sind bezogen auf die mittlere Dicke von ca. 70 nm recht groß und können die Charakteristik der NRFETs beeinflussen. Angesichts der vom Hersteller der Wafer angegebenen Schichtdickenschwankung der Originalwafer von bis zu 10 % ergab das Ausdünnen in dieser Hinsicht aber keine Verschlechterung der Schichtqualität. Zur Reduzierung der Schichtdickenschwankung müssten von vorneherein dünnere SOI Wafer verwendet werden, die jedoch nicht erhältlich waren, siehe Kap. 3.1. Die Strukturen, die in den Ellipsometermessungen immer zu erkennen waren, waren bereits auf den Originalwafern vorhanden und konnten mit bloßem Auge beobachtet werden. Durch eine weitere Untersuchung der Siliziumschicht durch einen Wright Etch nach dem Ausdünnen konnten OISF Defekte sichtbar gemacht werden, siehe Abb. 4.17. Diese entstehen bei thermischer Oxidation des Siliziums, welche zum Ausdünnen der Wafer eingesetzt wurde^{[150],[151]}. OISF Defekte können durch Ändern der zur Oxidation verwendeten Temperatur reduziert werden, lassen sich aber nicht vollständig vermeiden, je mehr Silizium oxidiert wird. Sind OISF Defekte im Silizium enthalten, können sie die elektrischen Eigenschaften und den Herstellungsprozess beeinflussen. Besonders im Zusammenhang mit nass-chemischem Ätzen durch HF können sich daraus nicht kontrollierbare Defekte ergeben.

5.2 Diskussion der elektrischen Charakterisierung der NRFETs

Durch die zuvor beschriebenen Änderungen am Design und am Prozessablauf ergaben sich reproduzierbare, funktionsfähige NRFETs. Die elektrische Charakterisierung, Kap. 4.2.3, zeigte zunächst unterschiedliche Ströme für die unterschiedlichen Typen der NRFETs, die entsprechend dem Faktor $\frac{W}{L}$, vgl. Tab. 4.2, in den Gl. (2.4) und (2.7) zu erwarten waren. Bei gleichem V_g und gleichem V_{ds} sollten die Ströme der NR2x4 der Theorie nach im Vergleich zu den NR4x2 um den Faktor 4 kleiner, im Vergleich zu den NR1.5x4 um den Faktor 1,3 größer und im Vergleich zu den NR2x200 um den Faktor 50 größer sein. Während die gemessenen Unterschiede der Ströme für die Vergleiche der NR2x4, NR1.5x4 und NR2x200 den Bereich dieser Faktoren wieder spiegeln, sind die gemessenen Ströme der NR4x2 aus D2 zu klein. Die Abweichungen von den theoretischen Faktoren der NR2x4, NR1.5x4 und der NR2x200 erklären sich dadurch, dass jeder einzelne NRFET während der Herstellung nicht exakt identisch wird, sondern sich kleine herstellungsbedingte Unterschiede ergeben, z.B. die entsprechend den Ellipsometermessungen variierende Dicke des Siliziums. Der Grund für die deutliche Abweichung der NR4x2 bleibt hier offen. In D4 waren die Ströme der NR4x2 entsprechend der Theorie um den Faktor 4 größer als die NR2x4.

Der Faktor $\frac{W}{L}$ ist nach Gl. (2.35) auch in der Transkonduktanz g_m wieder zu finden. Damit beeinflusst er die Sensitivität des messbaren Stroms I_{ds} gegenüber Änderungen der Gate-Spannung V_g . Die gemessenen Werte für g_m , Tab. 4.3 und 4.4, zeigten das gleiche Verhalten wie bereits an Hand der Ströme diskutiert. Dieser Argumentation folgend hätten die NR4x2 aus D2 daher noch bessere Ergebnisse liefern können als bei ihrer Funktion als Biosensoren in dieser Arbeit dargestellt. Die schlechten Werte für g_m der NRFET Typen NR2x200 sind auf die schlechte Stromauflösung in diesem Bereich zurück zu führen.

Einer der Gründe für den Ansatz dieser Arbeit, Nanoribbons an Stelle von Nanowires als Biosensoren einzusetzen, war, dass sich Nanoribbons ähnlich sensitiv verhalten sollen wie die Nanowires^[25], aber durch optische Lithographie wesentlich einfacher und kostengünstiger hergestellt werden können. Ein Vergleich der Transkonduktanz g_m mit Resultaten von Nanowires, wie sie z.B. in [140], [46], [27] verwendet wurden, bestätigte diese These. Die Transkonduktanz der Nanowires liegt mit Werten von $2 - 8 \mu S$ deutlich unter den hier erreichten Werten für g_m , so dass Nanowires in dieser Hinsicht keinen Vorteil gegenüber den Nanoribbons erbringen. Allerdings existieren mit neuen Bauelementen z.B. Graphen-Transistoren elektrische Bauelemente, deren Transkonduktanz von $100 - 200 \mu S$ deutlich höher ausfällt. Dabei sind dann jedoch noch weitere Aspekte zu beachten wie die spätere Diskussion der Messung von HL-1 Zellen zeigt.

Die Schwellspannung V_t stimmte für alle NRFETs gut überein, Tab. 4.3 und 4.4. Da V_t nur von Materialkonstanten abhängt, zeigt dies, dass die Reinraumprozessierung über den gesamten Wafer gleichmäßig funktioniert hat.

Die NRFETs verhielten sich als Langkanaltransistoren und wiesen keine Kurzkanaleffekte auf. Somit erfolgte die Steuerung des Kanalwiderstands allein über das Frontgate und wurde nicht von der Source-Drain-Spannung beeinflusst. Im Bezug auf den Herstellungsprozess bedeutet dies, dass der Prozessschritt zur Aktivierung der B-Atome aus der Zusatzimplantierung den Kanal der NRFETs nicht wesentlich verkürzt hat. Für den Einsatz der NRFETs als Biosensoren ist die reine Steuerung über das Gate ein großer Vorteil, da die Änderungen des Stroms I_{ds} somit vollständig auf Änderungen der Gate-Spannung zurückgeführt werden können, was für sensorische Anwendungen erforderlich ist.

Die Performance der NRFETs in ihrer Funktion als Biosensoren zeigten auch die Ergebnisse der Messungen zu Hystereseeffekten, der wiederholten Messung der Transferkennlinien und der verschiedenen Zeiteinstellungen. Würde ein Sensor starke Hystereseeffekte aufweisen, würde das die Messungen der zu detektierenden Signale verfälschen, da z.B. die Form des zu detektierenden Signals auf Grund der Hysteresese verändert wird. Gleiches gilt für Unterschiede bei Wiederholungen von Messungen. Die Zeiteinstellungen geben vor, welche Zeit der Sensor benötigt um in einen Gleichgewichtszustand über zu gehen, in dem er dann als Sensor genutzt werden kann. Die Ergebnisse der NRFETs zeigen nur sehr geringe Änderungen, die die Funktionsfähigkeit der NRFETs als Sensoren nicht stören.

Zur weiteren physikalischen Charakterisierung der NRFETs konnten aus den Transferkennlinien die Anzahl n und die Beweglichkeit μ der Löcher im Kanal berechnet werden, siehe Tab. 4.3 und 4.4. Die erhaltenen Werte für n liegen hier im Vergleich zu Literaturwerten im gleichen Rahmen^[152]. Die Werte für μ sind im Vergleich zu den z.B. in [99] aufgeführten Werten sehr klein. Dies könnte darauf hindeuten, dass einer oder mehrere Schritte während des Herstellungsprozesses die Qualität des Siliziums beeinträchtigt haben. Eine erhöhte Anzahl an Defektstellen im Silizium führt zu einer höheren Streuung der Ladungsträger und damit zu einer geringeren Beweglichkeit. Im Silizium des Device Layers konnten, wie in Abb. 4.17 gezeigt, OISF Defekte nachgewiesen werden. Die in diesem Mikroskopbild gezeigten OISF Defekte sind zwar größer als die lateralen Dimensionen der NRFETs insgesamt, jedoch ist davon auszugehen, dass auch kleinere Defekte vorhanden sind, die mittels optischer Mikroskopie nicht zu erkennen sind. Die geringen Werte für die Beweglichkeit μ können daher durch die OISF Defekte als Streuzentren erklärt werden. Der erste Prozessschritt, das Ausdünnen der Wafer, stellt sich damit als der kritischste des gesamten Herstellungsprozesses heraus.

Zu dem gleichen Ergebnis führt auch die Betrachtung der Transistorsteuerung über das Backgate wie die folgende Diskussion zeigen wird. Die in Abb. 4.39 dargestellten Ausgangskennlinien belegen, dass sich die NRFETs auch über das Backgate steuern ließen, solange das Frontgate nicht mit Elektrolyt in Kontakt war. Die Sättigung des Stroms ist für den gemessenen Spannungsbereich der Source-Drain-Spannung V_{ds} nicht zu sehen, da die dazu nötige Sättigungsspannung $V_{ds,sat}$, vgl. Gl. (2.6), noch nicht erreicht war. Die Source-drain-Spannung wurde nicht weiter erhöht, da bei zu großen Strömen teilweise eine Degeneration der NRFETs beobachtet werden konnte.

Die Steuerung der NRFETs über das Backgate war, wie in Abb. 4.41 gezeigt, nicht mehr möglich sobald das Frontgate mit Elektrolyt in Kontakt kam. In diesem Fall bilden sich am Interface zwischen dem Gateoxid und dem Elektrolyten SiOH Gruppen entsprechend dem pH-Wert des Elektrolyten aus, vgl. Kap. 2.2.2. Die dadurch veränderte Ladungssituation am Frontgate verursacht eine Verschiebung der Schwellspannung V_t , die aber nicht in der Größenordnung zu erwarten ist, in der sich V_t bei den Messungen aus Kap. 4.2.4 verschiebt. Die Änderung der Ladungszustände am Frontgate auf Grund des Elektrolyten kann daher nicht die einzige Erklärung für das Zusammenbrechen sein. Eine weitere Auffälligkeit bei Messungen über das Backgate waren hohe Leckströme über das BOX, die auf jedem Chip zu finden waren, Abb. 4.42. Diese zeigen, dass Kurzschlüsse, z.B. in Form von Pinholes, über das BOX existieren müssen, oder dass das BOX stellenweise so dünn ist, dass es durchbricht. Die Erklärung dafür könnten wieder die OISF Defekte sein, da diese unkontrollierte Defekte beim Ätzen mit HF verursachen können. Bereits ab dem ersten Ausdünnen, waren die Wafer regelmäßig HF Ätzungen ausgesetzt, so dass sich Defekte des BOX durch die OISF Defekte erklären ließen. Damit ist das Ausdünnen, währenddessen die OISF Defekte entstehen, auch für die Funktion des Backgates der kritischste Prozessschritt.

Probleme mit der Stabilität der Messungen^{[29],[38]} sind in der Literatur bekannt. Die Möglichkeit einen durch zwei Gates steuerbaren FET zu realisieren ist für biosensorische Anwendungen besonders interessant, da auf diese Weise die Eigenschaften des Kanals des FETs über das Frontgate und das Backgate beeinflusst werden können^{[153],[154]}. Zum Beispiel konnte Schönenberger et al. bei Messungen von pH-Werten mit nanowires Sensitivitäten an Hand der Steuerung über das Backgate erklären, die über das Nernstlimit hinaus gingen^[155]. Dies lässt sich an Hand eines Ersatzschaltbilds erklären, das alle beteiligten Kapazitäten, die Doppelschichtkapazität C_{DL} , die Oxidkapazität C_{ox} , die Backgatekapazität C_{bg} und die Kapazität C_{NW} des Nanowires selbst betrachtet. In der Herleitung der Nernst-Gleichung in der Bergveld Theorie, die die Sensitivität der Frontgate-Spannung unter pH-Änderungen beschreibt, wird angenommen, dass C_{DL} sehr viel größer ist als die anderen Kapazitäten. Dadurch ergibt sich eine maximale Sensitivität von $59,5 \frac{mV}{pH}$. Um Änderungen der Backgate-Spannung zu verstehen, setzten Schönenberger et al. das Verhältnis der Ladungsänderung zur Gate-Spannungsänderung $\frac{\delta Q}{\delta V_{BG}}$ unter pH Änderung in Relation zu dem entsprechenden Verhältnis des Frontgates $\frac{\delta Q}{\delta V_{fg}}$. Unter der Annahme, dass C_{DL} sehr viel größer ist als C_{ox} , ergibt sich, dass die Änderung der Backgate-Spannung unter pH Änderungen durch den Faktor $\frac{C_{ox}}{C_{bg}}$ bestimmt ist. Danach lassen sich sowohl höhere als auch niedrigere Werte als das Nernst-Limit für die Sensitivität gegenüber pH Änderungen erreichen.

5.3 Diskussion der Charakterisierung des Rauschens der NRFETs

Das gemessene Rauschen der NRFETs zeigte das erwartete Verhalten. Die spektrale Stromleistungsdichte, Abb.4.43, zeigte keine Abhängigkeit von der Source-Drain-Spannung V_{ds} , sondern nur von der Gate-Spannung, Abb. 4.44. Insbesondere sind keine wesentlichen Unterschiede des Rauschens der Chipgenerationen D2 und D4 zu erkennen. Nach $S_I < \frac{\alpha_H}{N}$, wobei α_H die Hooge-Konstante und N die Anzahl der Löcher ist, nimmt das Rauschen mit steigender Anzahl der Löcher ab. Bei dem gemessenen Rauschen handelt es sich um Flicker-Rauschen, was durch die $\frac{1}{f}$ Abhängigkeit gezeigt ist. Die äquivalente spektrale Leistungsdichte zeigt, wie in Abb. 4.46 dargestellt, keine Abhängigkeit von der Gate-Spannung V_g . Daher kann das Rauschen der NRFETs durch das McWorther Model beschrieben werden, nach dem das Rauschen durch Fluktuationen in der Anzahl der Ladungsträger für den Stromfluss zu Stande kommt. Mit Hilfe des Modells konnte die Anzahl N_t der Ladungsträgerfallen berechnet werden. N_t liegt im Bereich von $10^{20} - 10^{21} \frac{1}{\text{cm}^3 \text{eV}}$. Im Vergleich zu anderen Silizium FETs, wie sie z.B. in [152] gezeigt sind, liegen die hier erzielten Werte viel zu hoch. Dafür kann es zwei Ursachen geben, die in der Zukunft näher untersucht werden sollten. Zum einen kann die Qualität des Gateoxids schlecht sein. Dann müsste der Herstellungsprozess bzgl. der Ätzung des Siliziums und der Oxidation noch ein Mal optimiert werden. Zum Anderen könnte auch das Rauschen der Al/Si Kontakte eine Rolle spielen. In diesem Fall wären die Kontakte und das Tempern weiter zu optimieren.

5.4 Diskussion der NRFETs als Biosensoren

Wie in Kap. 4.5.1 beschrieben, konnten die NRFETs erfolgreich zur Detektion von pH-Werten eingesetzt werden. Die in Abb. 4.53 (a) gezeigte Änderung des Stroms bei konstanter Source-Drain Spannung V_{ds} und konstanter Gate-Spannung V_g lässt sich durch das side-binding Modell aus Kap. 2.2.2 erklären. Die verschiedenen pH-Werte der Elektrolyten entsprechen unterschiedlichen Konzentrationen von Protonen (H^+). Die Konzentration der Protonen bestimmt das sich einstellende Gleichgewicht der Hydroxidgruppen (OH) am Interface des Elektrolyten mit dem Gateoxid ($\text{Al}_2\text{O}_3, \text{SiO}_2$), vgl. Gl (2.21) und (2.22). Dadurch ändert sich nach Gl. (2.32) mit dem pH-Wert das Oberflächenpotential Ψ_0 , das wiederum nach Gl. (2.34) in den flat-band Zustand und letztendlich die Schwellspannung V_t eingeht. Da I_{ds} der NRFETs über den Term $V_g - V_t$ von V_g und V_t abhängt, kommt die in Abb. 4.53 (a) dargestellte Abhängigkeit von I_{ds} vom pH-Wert bei konstant gehaltenem V_g und V_{ds} durch die Änderung von V_t zu Stande. Diese Änderung wurde, wie in Abb. 4.53 (b) dargestellt, an Hand eines

NRFETs mit SiO₂ Gate genauer untersucht. Der Wert von $42 \frac{\text{mV}}{\text{dec}}$ liegt unter dem aus der Nernst-Gleichung abgeleiteten theoretisch maximalen Wert von 59,4 mV. Bei diesem Ergebnis ist zu beachten, dass das Backgate während der pH-Messung nicht auf ein definiertes Potential gelegt war. Das Backgate hat jedoch, wie in [155] gezeigt, einen großen Einfluss auf die Sensitivität zur Detektion verschiedener pH-Werte. Die zu erreichende Sensitivität gegenüber pH-Änderungen kann durch die Backgatespannung eingestellt werden. Bei Messungen über das Frontgate können durch Anlegen einer geeigneten Backgate-Spannung Werte bis an das Nernst-Limit heran erreicht werden. Bei Messungen des pH-Werts über das Backgate lassen sich sogar beliebige Sensitivitäten erreichen, die weit über das Nernst-Limit hinausgehen. Diese hängen dabei nur vom Verhältnis $\frac{C_{dl}}{C_{bg}}$ der Doppelschichtkapazität C_{dl} und der Backgate-Kapazität C_{bg} ab^[155]. Da die NRFETs bei der Steuerung über das Backgate, wie bereits diskutiert, nicht stabil waren, konnten in dieser Arbeit lediglich die Sensitivitäten über das Frontgate mit der Literatur verglichen werden. Hier zeigt sich, dass die NRFETs genauso sensitiv sind wie Nanowires und die üblichen, in der Literatur bekannten Werte von ca. $40 \frac{\text{mV}}{\text{dec}}$ für SiO₂ liefern^{[87],[38],[156],[157],[128],[114]}

Das Potential der NRFETs zur Detektion von Aktionspotentialen elektrisch aktiver Zellen zeigen die Ergebnisse aus Kap. 4.5.2. Sowohl mit SiO₂ als auch mit Al₂O₃ als Gateoxid konnten erfolgreich Aktionspotentiale abgeleitet werden, vgl. Abb 4.55 und 4.56. In beiden Fällen teilten und vernetzten sich die HL-1 Zellen bis sie eine konfluente Schicht bildeten, Abb. 4.54.

Bei den gemessenen Peaks handelt es sich um extrazellulär gemessene Aktionspotentiale der HL-1 Zellen. Die Form der Peaks entsprach genau der Erwartung. Zunächst ist durch kapazitive Kopplung die Depolarisation der Zelle zu einem positiveren Potential hin zu erkennen. Die Gate-Spannung wird dadurch reduziert. Schließlich öffnen die Na⁺-Kanäle und Na⁺-Ionen strömen in die Zelle hinein. Damit gehen am Gate positive Ladungen verloren, wodurch das Potential am Gate stärker negativ wird. Zuletzt öffnen die K⁺-Kanäle und K⁺-Ionen strömen aus der Zelle heraus. Die Anzahl der positiven Ladungen am Gate erhöht sich wieder und das Potential am Gate sinkt. Ein Überschießen der Gate-Spannung, was der Hyperpolarisation der Zelle entsprechen würde, und der anschließende Ausgleich der Ionenkonzentrationen durch die Na⁺-K⁺-Pumpe, wurde nicht aufgelöst, vgl. Kap. 4.5.2. Ein weiterer Beweis, dass es sich bei den Peaks um Messungen von Aktionspotentialen handelt, ist die Ausbreitungsgeschwindigkeit der Signale über die Sensoren des Chips, siehe Abb. 4.57 und 4.58. Im gesamten Zellnetzwerk bildet sich die Zelle mit der niedrigsten Refraktärzeit als Pacemaker heraus. Das von dieser Zelle ins Zellnetzwerk übertragene Signal breitet sich mit im Zellnetzwerk aus und wird zu verschiedenen Zeitpunkten auf den einzelnen NRFETs detektiert. Die gemessene Ausbreitungsgeschwindigkeit liegt in dem für die HL-1 Zellen zu erwartendem Rahmen^[61]. Die Unterschiede in der Ausbreitungsgeschwindigkeit der Zellen auf den Chips aus D2 bzw. D4 erklären sich durch die Verwendung verschiedener Zellkulturen, da die Messungen mit den Chips aus D4 später durchgeführt worden sind. Zuletzt konnte durch die Zugabe von Adrenalin, Abb. 4.60 die Schlagfrequenz der HL-1 Zellen erhöht werden. Durch die beschriebenen Eigenschaften der HL-1 Zellen eignen sie sich besonders

gut als proof-of-principle Zellsystem zur Demonstration der Funktion der NRFETs als Biosensoren.

Im Vergleich der Peakamplitude U_{AP} und des Signal-zu-Rausch Verhältnisses SNR scheinen die Chips aus D4 eine geringfügig bessere Performance aufzuweisen als die aus D2, siehe Tab. 4.8. Jedoch ist die Statistik hinter diesen Ergebnissen für biologische Messungen viel zu gering, als dass die hier dargestellten Werte eine endgültige Aussage über die detaillierten Performanceunterschiede im Bezug auf die biologischen Zellmessungen zulassen würden. Jede Wiederholung der Messung erfordert ihre eigene Zellkultur auf dem Chip. Dadurch ergeben sich stets Unterschiede in der Vitalität der Zellen, die dann sofort zu kleinen Unterschieden in den Ergebnissen führen. Außerdem wird U_{AP} durch die Adhäsion der Zellen auf der Chipoberfläche beeinflusst. Da die Adhäsion der Zellen auf der Chipoberfläche bei unterschiedlichen Zellkulturen ebenfalls variiert, ergeben sich auch dadurch kleine Unterschiede für U_{AP} . Beide Chipgenerationen konnten gleichermaßen gut als Biosensoren eingesetzt werden. Das bestätigt die elektrische Charakterisierung der NRFETs, da beide Chipgenerationen vergleichbare Resultate der Transkonduktanz g_m ergaben. Für zukünftige Generationen der NRFETs kann damit das Design für die NRFETs gewählt werden, welches Vorteile für Aspekte, z.B. der Stabilität im Elektrolyten, liefert. Wie bereits diskutiert ist dies besonders für die Funktionsfähigkeit von Messungen über das Backgate erforderlich, da diese erst durch den Einsatz der zusätzlichen Al_2O_3 Schicht erreicht werden konnte^[155].

Ein gutes Maß für die Performance der NRFETs zum Untersuchen von Zellnetzwerken ist das SNR. Dieses wird durch zwei Parameter, die Peakamplitude U_{AP} und das RMS Rauschen bestimmt. Die Peakamplituden U_{AP} , die mit den NRFETs erreicht werden konnten, sind vergleichbar mit denen der Nanowires^{[140],[87]}. Im Vergleich zum graphene field-effect transistor (GrFET) konnten ebenfalls vergleichbare Werte für U_{AP} gemessen werden^[158]. Eine endgültige Aussage darüber, welche FET Typen sich nun besser eignen, bleibt jedoch vorerst offen, da auch die Messungen der GrFETs im BioMAS System durch das Rauschen des Verstärkersystems nicht ihre bestmögliche Performance zeigen konnten. Außerdem waren die GrFETs nur für eine Zellkultur zu gebrauchen, da sie danach defekt waren. Ob dies an der Stabilität im Elektrolyten oder den für die Zellkultur notwendigen Reinigungs- und Vorbereitungsschritten lag ist noch nicht geklärt. Beim aktuellen Stand der Technik sind die NRFETs den GrFETs noch voraus.

Das RMS Rauschen der aufgeführten Messungen, Tab. 4.8, liegt ebenfalls im selben Bereich wie es, z.B. in [140], für Nanowires berichtet wurde. Der Vergleich der spektralen Leistungsdichte der NRFETs aus den Messungen im low-noise Set-Up mit der spektralen Leistungsdichte eines $100\text{k}\Omega$ Widerstands im BioMAS Verstärkersystem zeigte jedoch, dass das Rauschen des Widerstands im BioMAS System wesentlich höher lag. Außerdem zeigte die spektrale Leistungsdichte der Widerstandsmessung nicht das erwartete, frequenzunabhängige Verhalten entsprechend der Gleichung $\frac{4 \cdot k_B \cdot T}{R}$, sondern wies frequenzabhängige Komponenten auf. Das deutet darauf hin, dass das Verstärkersystem selbst den größten Beitrag zum Rauschen liefert. Daher ist das RMS Rauschen der Zellmessungen durch das Rauschen des

Verstärkersystems dominiert und nicht durch das Rauschen der NRFETs selber. Durch Optimierung des BioMAS Verstärkersystems könnte eine Verbesserung der Messungen erreicht werden. Ein erhöhtes Rauschen des für die Zellmessungen eingesetzten BioMAS Verstärkersystems gegenüber dem low-noise Set-Up der Rauschcharakterisierung war zu erwarten, da das BioMAS System eine größere Anzahl von gleichzeitig messbaren Kanälen und weitere zusätzliche Elektronik enthält.

Im Vergleich zu Mikroelektrodenarrays (MEA), wie sie z. B. in [68] und [61] beschrieben werden, müssen die NRFETs noch einige Optimierungsschritte durchlaufen, um ähnlich gute Ergebnisse bzgl. des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses (SNR) zu liefern. Den größten Beitrag für das bessere SNR der MEA Messungen liefert das um einen Faktor 4 niedrigere RMS Rauschen im Fall der MEA Messungen. Die Ergebnisse der zitierten Publikationen sind mit dem Vorgänger des BioMAS Verstärkersystems erreicht worden, der weniger Zusatzfunktionen bot und dessen Rauschen bereits mehrfach verbessert worden war. Im Zusammenhang mit der bereits aufgeführten Diskussion über die Ursache des Rauschens für die Messungen mit den NRFETs, ist das bessere RMS Rauschen der MEA Messungen erneut hauptsächlich auf die verwendeten Verstärkersysteme zurückzuführen. Die Höhe der erreichbaren Amplituden der Messsignale hängt bei den MEA Messungen stark von der verwendeten Elektrodengeometrie ab^{[68],[61]}. Jedoch ist hier trotz der Elektrodenmodifikationen die örtliche Auflösung der MEAs durch die Elektrodengröße von einigen Mikrometern limitiert, da die Elektroden auf Grund der ansteigenden Impedanz nicht beliebig verkleinert werden können. Damit ist die erreichbare örtliche Auflösung ein Vorteil der FET Technologie, die durch den Einsatz von Nanowires bis zu wenigen Nanometern erhöht werden kann.

Weiterhin konnten PC-12 Zellen erfolgreich auf den Chips angewachsen werden, Abb. 4.61. Das Ausschütten der Neurotransmittervesikel konnte jedoch nicht detektiert werden. Bei den Peaks, die in der Messung, siehe Abb. 4.62, zu erkennen waren, handelt es sich um Messartefakte, da diese nur bei Zugabe der KCl Lösung auftraten. Sie kommen durch die Berührung der Pipette mit dem Elektrolyten zu Stande. Die Messung des Öffnens der Vesikel hängt extrem stark von der Kopplung der PC-12 Zellen an NRFETs ab. Da die Änderung des pH-Werts ohnehin sehr gering ist und sich die Moleküle durch Diffusion im Zellmedium noch weiter verdünnen wird, lag die pH-Änderung unter der messbaren Grenze.

Trotz des vitalen Wachstums der Neuronen auf den NRFET Chips konnten mit den NRFETs keine APs von Neuronen gemessen werden. Es ist jedoch nicht davon auszugehen, dass sich die NRFETs grundsätzlich nicht eignen APs von Neuronen zu messen. Vielmehr ist hier zum einen davon auszugehen, dass die Kopplung der Neuronen an die NRFETs noch nicht optimal war, da die Neuronen, wie gezeigt, hauptsächlich über die Kannten der Passivierungsöffnung adhärten statt genau auf den NRFETs. Zum anderen zeigte die Analyse minimal detektierbare Signale, dass Pulse unterhalb einer Amplitude von $200\mu\text{V}$ mit dem aktuellen Stand des BioMAS Verstärkers nur sehr schwer zu messen sind. Dies ist aber genau der Bereich, in dem Neuronensignale zu erwarten sind.

6 Schlussfolgerungen und Ausblick

Silizium Nanoribbon Feld-Effekt Transistoren NRFETs wurden in dieser Arbeit erfolgreich hergestellt und als Biosensoren eingesetzt.

Der gesamte Herstellungsprozess wurde einwandfrei durchgeführt und wurde somit zur zuverlässigen Fertigung der NRFETs etabliert. Definitionen von Strukturen basierten vollständig auf der Photolithographie, wodurch die Fabrikationszeit als auch die Fabrikationskosten gegenüber aufwendigen Elektronenstrahlverfahren reduziert werden konnte. Kritische Punkte im Herstellungsprozess, wie z.B. die Aluminium/Silizium Kontakte, wurden identifiziert, charakterisiert und optimiert.

Die elektrische Charakterisierung der physikalischen Eigenschaften der NRFETs und ihres Rauschverhaltens zeigte hervorragende Performance der NRFETs, die mit anderen Ansätzen aktueller Forschung mithalten kann. Eine Zusammenfassung der Ergebnisse zur Herstellung und elektrischen Charakterisierung zeigt Tab. 6.1. Die Funktionsfähigkeit der NRFETs als Biosensoren wurde in Messungen zur Änderung von pH-Werten und der Ableitung von Aktionspotentialen elektrisch aktiver Zellen gezeigt. pH-Werte konnten mit einer Empfindlichkeit von $42 \frac{\text{mV}}{\text{dec}}$ detektiert werden, was mit den üblichen Theorie- und Literaturwerten übereinstimmt. HL-1 Zellen, PC12 Zellen und Neuronen wurden auf den fertigen Chips kultiviert und Aktionspotentiale von HL-1 Zellen wurden mit einem SNR bis zu 23 abgeleitet. Damit wurde die Funktionsfähigkeit der NRFETs als Biosensoren gezeigt. Zusammen mit dem Herstellungsprozess steht somit eine Plattform zur kostengünstigen Produktion von Biosensoren zur Verfügung, die sich ohne großen Aufwand in die Massenproduktion der Halbleiterindustrie integrieren lässt.

Typ	Gate	NR4x2	NR2x4	NR1.5x4	NR2x200
W [μm]	SiO ₂	4	2	1,5	2
	Al ₂ O ₃	4	2	1,5	2
L [μm]	SiO ₂	2	4	4	200
	Al ₂ O ₃	2	4	4	200
$\frac{W}{L}$	SiO ₂	2	0,5	0,375	0,01
	Al ₂ O ₃	2	0,5	0,375	0,01
p^+	SiO ₂	ja	ja	ja	ja
	Al ₂ O ₃	ja	ja	ja	ja
$A_{Kont.}$ [μm^2]	SiO ₂	10500	10500	10500	10500
	Al ₂ O ₃	10500	10500	10500	10500
BG Ätzung	SiO ₂	HF/RIE	HF/RIE	HF/RIE	HF/RIE
	Al ₂ O ₃	HF	HF	HF	HF
g_{max} [μS] bei V_g [V] ($V_{ds} = -1,2 V$)	SiO ₂	$30,0 \pm 1,8$ $-1,51 \pm 0,01$	$20,9 \pm 0,7$ $-1,55 \pm 0,01$	$19,3 \pm 0,8$ $-1,55 \pm 0,01$	(0,6) $(-1,47 \pm 0,07)$
	Al ₂ O ₃	$40,5 \pm 0,9$ $-0,67 \pm 0,03$	$11,3 \pm 0,2$ $-0,81 \pm 0,07$	$11,6 \pm 0,4$ $-0,92 \pm 0,11$	--- ---
V_t [V]	SiO ₂	$0,67 \pm 0,01$	$0,57 \pm 0,01$	$0,63 \pm 0,01$	$0,69 \pm 0,01$
	Al ₂ O ₃	$0,41 \pm 0,01$	$0,35 \pm 0,01$	$0,31 \pm 0,01$	---
μ [$\frac{cm^2}{Vs}$] cline2-6	SiO ₂	8 – 34	7 – 24	3 – 21	---
	Al ₂ O ₃	1 – 59	2 – 17	2 – 15	---
n [$\frac{1}{m^3}$]	SiO ₂	$5 \cdot 10^{22} - 1 \cdot 10^{24}$	$5 \cdot 10^{22} - 1 \cdot 10^{24}$	$4 \cdot 10^{22} - 9 \cdot 10^{23}$	---
	Al ₂ O ₃	$1 \cdot 10^{23} - 2 \cdot 10^{24}$	$2 \cdot 10^{23} - 2 \cdot 10^{24}$	$2 \cdot 10^{23} - 1 \cdot 10^{24}$	---
S [$\frac{mV}{dec}$]	SiO ₂	147 ± 19	128 ± 18 222 ± 13	119 ± 31 285 ± 59	--- ---
	Al ₂ O ₃	174 ± 55	214 ± 57	126 ± 28	---

Tabelle 6.1
Zusammenfassung der vier verschiedenen Typen der NRFETs aller hergestellten und charakterisierten NRFETs.

Weiterhin konnten in dieser Arbeit zukünftige Ansätze entwickelt werden, die NRFETs und ihren Einsatz als Biosensoren noch weiter zu optimieren. In Bezug auf den Herstellungsprozess könnte durch die Einbindung weiterer state-of-the-art Techniken zum Kontaktdesign die Performance der NRFETs weiter gesteigert werden. Hier könnte der Einsatz von Spacern, anderen Materialien oder Schottky-Kontakten einen denkbaren Weg darstellen. Schottky-Konakte könnten durch Unterdrückung heißer Elektronen besonders das Rauschen der NRFETs selber verbessern. Außerdem könnte durch den Einsatz von Siliziumoxid bzw. Siliziumnitrid Schichten oder Polyemiden als Passivierung die Haltbarkeit der Passivierung gesteigert werden. Auf Grund technischer Schwierigkeiten mit der PECVD Anlage konnte dies in dieser Arbeit noch nicht umgesetzt werden. Die Analyse des Rauschverhaltens der NRFETs und der Zellmessungen zeigte, dass ein großer Teil des Rauschens während der Zellmessungen durch das BioMAS Verstärkersystem verursacht wurde. Daher ist für die Zukunft die weitere Optimierung des BioMAS Systems von großer Bedeutung. Dazu sind verschiedene Möglichkeiten denkbar. Die einfachste wäre der Einsatz noch rauschärmerer Operationsverstärker in der Elektronik. Aber auch auf die zuschaltbaren Feedbackresistoren im BioMAS Verstärkersystem könnte verzichtet werden, da sich alle NRFETs in der elektrischen Charakterisierung als sehr reproduzierbar erwiesen. Statt dessen könnte ein fester Feedbackresistor verwendet werden, wodurch sich eine Vielzahl an Schaltern vermeiden ließe, die sicherlich zum Rauschen beitragen. Alternativ könnte das Design des Verstärkers selbst neu gestaltet werden. Statt der verwendeten Feedback-Schaltung wäre es interessant, die FETs in einer Follower-Schaltung direkt zur Verstärkung zu nutzen.

Die Funktionsfähigkeit zur Signableitung elektrisch aktiver Zellen wurde an Hand der HL-1 Zellen aufgeführt. Auch wenn noch keine Neuronensignale gemessen werden konnten, konnte doch gezeigt werden, dass dies am Wachstum der Neuronen und nicht an den Sensoren selber lag. Für zukünftige Messungen sollte an Stelle der verwendeten homogenen Proteinbeschichtung eine strukturierte Proteinbeschichtung durchgeführt werden, um das Wachstum der Neuronen auf den NRFETs zu leiten.

Wenn auch nicht direkt aus den Ergebnissen dieser Arbeit folgend, aber dennoch interessant wäre auch die Erweiterung der Chips um weitere Metallelektroden, wie dies im Rahmen des DFG geförderten Projekts Mibesan versucht worden ist. Daraus würden sich Möglichkeiten auch zur Stimulation von Zellen ergeben.

Anhang

1 Verwendete Geräte und Materialien

Gerät oder Material	Hersteller
Siliziumwafer	
SOI Wafer	SOITEC S.A., Bernin, Frankreich
Photolacke	
AZ5214	MicroChemicals GmbH, Ulm, Deutschland
AZnLof 2070	MicroChemicals GmbH, Ulm, Deutschland
Lor 3B	MicroChemicals GmbH, Ulm, Deutschland
SU-8 2	MicroChemicals GmbH, Ulm, Deutschland
Entwickler	
AZ MIF 326	MicroChemicals GmbH, Ulm, Deutschland
mr-Dev 600	MicroChemicals GmbH, Ulm, Deutschland
weitere Lösemittel	
Aceton	MicroChemicals GmbH, Ulm, Deutschland
D.M.S.O.	MicroChemicals GmbH, Ulm, Deutschland
Propanol	MicroChemicals GmbH, Ulm, Deutschland
weitere Chemikalien	
Flusssäure	Technic France, Frankreich
Schwefelsäure	Technic France, Frankreich
Wasserstoffperoxid	Technic France, Frankreich
HNO ₃	Technic France, Frankreich
CrO ₃	Sigma Aldrich
Cu(NO ₃) ₂ *3H ₂ O	Sigma Aldrich
konz. Essigsäure (glacial)	Sigma Aldrich
Reinraumanlagen	
Süss MA6	Süss MicroTech, Garching, Deutschland)
Oxidationsofen	Tempress
Oxidationsofen	Sentech
Ellipsometer	Sentech, Berlin, Deutschland
RIE	Oxford
Chip Verkapselung	
Silberleitleber	EpoTek, Waldbronn, Deutschland
Medical Epoxy 302-3M	EpoTek, Waldbronn, Deutschland
Fineplacer	Finetech, Berlin, Deutschland

Tabelle 2

Verwendete Geräte und Materialien.

elektrische Charakterisierung	
BioMAS Verstärkersystem	Eigenanfertigung
Keithley 4200 Halbleitercharakterisierung	Keithley Instruments GmbH, Germering, Deutschland
Frequenzanalysator	Hewlett Packard
HEKA EPC9	Heka, Lambrecht, Deutschland
Chipreinigung	
Helmanex	Fisher Scientific, Schwerte, Deutschland
Medien zur Zellkultur	
Claycomb Medium	Invitrogen, Carlsbad, Kalifornien, USA
Neurobasal Medium	Invitrogen, Carlsbad, Kalifornien, USA
GBSS	Sigma Aldrich, Steinheim, Deutschland
Trypsin EDTA	Invitrogen, Carlsbad, Kalifornien, USA
FBS	Invitrogen, Carlsbad, Kalifornien, USA
Penicilin/Streptomycin	Invitrogen, Carlsbad, Kalifornien, USA
B-27	Invitrogen, Carlsbad, Kalifornien, USA

Tabelle 3*Verwendete Geräte und Materialien II.*

2 Zellkultur der HL-1 Zellen

Die Zellkultur erfolgte in T-25 Flaschen in einem Inkubator. Alle folgenden Schritte mussten in steriler Umgebung durchgeführt werden. Die Zellen mussten täglich mit 5 ml neuem Nährmedium versorgt werden. Das Nährmedium enthielt:

1. 100 ml Claycomb Medium
2. 11,2 ml FBS
3. 1,14 ml Penicillin/Streptomycin
4. 1,14 ml NorA
5. 1,14 ml Glutamin

War der Boden der T-25 Flasche mit einer konfluenten Monolage aus Zellen bewachsen, mussten die Zellen gesplittet werden. Dazu wurde das Medium abgesaugt und 1 ml Trypsin EDTA für 5 min bei 37° in die T-25 Flasche gegeben. Anschließend wurden zur Deaktivierung des Trypsins 5 ml des Nährmediums hinzugegeben. Die entstandene Zellsuspension wurde bei 1700 rpm für 5 min zentrifugiert, um die Zellen von der Flüssigkeit zu trennen. Das Zellpellet wurde in 4 ml Nährmedium resuspendiert. Diese Zellsuspension wurde sowohl zum Fortführen der Zellkultur in einer neuen T-25 Flasche verwendet als auch zum Aussähen der Zellen auf den Chips verwendet. Für die Fortführung der Zellkultur wurde die T-25 Flasche mit 5 ml Nährmedium vorgefüllt. Entsprechend der gewünschten Zeit bis zum nächsten Splitten wurde dann ein Teil der Zellsuspension in das Nährmedium gegeben. Die Zeit bis zum Splitten konnte durch die Formel $\frac{\text{Volumen der Resuspension}}{2^{\text{Tage bis zum Splitten}} - 1}$ berechnet werden. Zum Aussähen der Zellen auf den Chips wurden diese mit 25 µl Nährmedium befüllt, bevor 50 µl der Zellsuspension hinzugegeben wurden. Nach 4 h wurde der Rest des Zellkulturvolumens auf dem Chip (500 µl) mit Nährmedium aufgefüllt.

3 Zellkultur von Neuronen

Alle folgenden Schritte mussten in steriler Umgebung durchgeführt werden. Neuronen wurden aus dem Kortex von 18 Tage alten Rattenembryonen gewonnen^[159].

Zunächst wurde das Gehirn in 1,5 ml Hank's balanced salt solution (HBSS)- auf Eis entfernt. Dann wurde der Kortex herauspräpariert und in einem 15 ml Falcontube in 7 ml HBSS- gegeben. Das HBSS- wurde folgend auf 1 ml pro Gehirn reduziert. Mit Hilfe einer silanisierten, feuerpolierten Glaspipette wurden die Zellen mechanisch titriert. Anschließend wurde die gleiche Menge HBSS+ hinzugefügt und die Zellsuspension wurde für 3 min auf Eis ruhen gelassen. Daraufhin wurde die obere Hälfte bis zwei Drittel der Zellsuspension in ein neues Falcontube pipetiert. Diese Zellsuspension, die jetzt bereits überwiegend Neuronen und keine Gliazellen enthielt, wurde bei 200 g für 3 min zentrifugiert. Anschließend wurde die Flüssigkeit abgesaugt und das Zellpellet in 1 ml Nährmedium resuspendiert.

Um die Anzahl der lebenden Zellen zu zählen wurde Trypan Blue 1:2 in Neurobasalmedium verdünnt und ein Volumen der Resuspension der Zellen hinzugegeben, was eine finale Mischung von 1:2:1 aus Trypan Blue:Neurobasalmedium:Zellsuspension führt. Nun konnte die Zahl der lebenden Zellen gezählt werden.

Die Proteinmischung zum Beschichten der Substrate bestand aus:

1. 1,2 ml GBSS
2. 12 μ l PDL
3. 12 μ l ECM
4. 24 μ l Gelatin

Das Nährmedium enthielt:

1. 50 ml Neurobasalmedium
2. 125 μ l Glutamin
3. 10 % B-27
4. 50 μ l Gentamycin

4 Rezepte der pH Lösungen

Die Tabelle zeigt die Rezepte zur Herstellung der pH-Lösungen, die in dieser Arbeit verwendet wurden.

<p>100 ml mit pH 2, Ionenstärke 0,55 M, Temperatur 25 C</p> <p>0,98 g H_3PO_4 in 90 ml deionisiertem Wasser lösen 2,923 g NaCl zugeben Mit Hilfe einer monovalenten starken Säure oder Base auf pH 2 titrieren. Mit deionisiertem Wasser bis auf 100 ml auffüllen.</p>
<p>100 ml mit pH 4,5, Ionenstärke 0,55 M, Temperatur 25 C</p> <p>2,101 g $\text{C}_6\text{H}_8\text{O}_7 \cdot \text{H}_2\text{O}$ in 90 ml deionisiertem Wasser lösen 1,898 g NaCl zugeben Mit Hilfe einer monovalenten starken Säure oder Base auf pH 4,5 titrieren. Mit deionisiertem Wasser bis auf 100 ml auffüllen.</p>
<p>100 ml mit pH 6, Ionenstärke 0,55 M, Temperatur 25 C</p> <p>2,101 g $\text{C}_6\text{H}_8\text{O}_7 \cdot \text{H}_2\text{O}$ in 90 ml deionisiertem Wasser lösen 0,187 g NaCl zugeben Mit Hilfe einer monovalenten starken Säure oder Base auf pH 6 titrieren. Mit deionisiertem Wasser bis auf 100 ml auffüllen.</p>
<p>100 ml mit pH 6,5, Ionenstärke 0,55 M, Temperatur 25 C</p> <p>1,2 g KH_2PO_4 in 90 ml deionisiertem Wasser lösen 2,189 g NaCl zugeben Mit Hilfe einer monovalenten starken Säure oder Base auf pH 6,5 titrieren. Mit deionisiertem Wasser bis auf 100 ml auffüllen.</p>
<p>100 ml mit pH 7, Ionenstärke 0,55 M, Temperatur 25 C</p> <p>1,2 g KH_2PO_4 in 90 ml deionisiertem Wasser lösen 1,861 g NaCl zugeben Mit Hilfe einer monovalenten starken Säure oder Base auf pH 7 titrieren. Mit deionisiertem Wasser bis auf 100 ml auffüllen.</p>

Tabelle 4
Rezepte für die pH-Lösungen.

100 ml mit pH 7,5, Ionenstärke 0,55 M, Temperatur 25 C 1,2 g KH_2PO_4 in 90 ml deionisiertem Wasser lösen 1,627 g NaCl zugeben Mit Hilfe einer monovalenten starken Säure oder Base auf pH 7,5 titrieren. Mit deionisiertem Wasser bis auf 100 ml auffüllen.
100 ml mit pH 8, Ionenstärke 0,55 M, Temperatur 25 C 1,2 g KH_2PO_4 in 90 ml deionisiertem Wasser lösen 1,521 g NaCl zugeben Mit Hilfe einer monovalenten starken Säure oder Base auf pH 8 titrieren. Mit deionisiertem Wasser bis auf 100 ml auffüllen.
100 ml mit pH 9,5, Ionenstärke 0,55 M, Temperatur 25 C 0,611 g $\text{C}_2\text{H}_7\text{NO}$ in 90 ml deionisiertem Wasser lösen 2,873 g NaCl zugeben Mit Hilfe einer monovalenten starken Säure oder Base auf pH 9,5 titrieren. Mit deionisiertem Wasser bis auf 100 ml auffüllen.
100 ml mit pH 12, Ionenstärke 0,55 M, Temperatur 25 C 2,68 g KH_2PO_4 in 90 ml deionisiertem Wasser lösen 0,141 g NaCl zugeben Mit Hilfe einer monovalenten starken Säure oder Base auf pH 12 titrieren. Mit deionisiertem Wasser bis auf 100 ml auffüllen.

Tabelle 5*Rezepte für die pH-Lösungen II.*

Literaturverzeichnis

- [1] DNOGHUE, J. F. ; GOLOWICH, E. ; HOLSTEIN, B.R.: *Dynamics of the Standard Model*. Cambridge University Press, 1994
- [2] COHEN-TANNOUDJI, C. ; DIU, B ; LALOE, F: *Quantenmechanik*. de Gruyter
- [3] FLIESSBACH, T.: *Quantenmechanik: Lehrbuch zur theoretischen Physik*. Spektrum
- [4] NOLTING, W.: *Grundkurs theoretische Physik 5/1: Quantenmechanik*. Springer
- [5] MORTIMER, C. E. ; MÜLLER, U.: *Chemie*. Thieme, 2001
- [6] CAMPBELL, N.A ; REECE, J. B.: *Biologie*. PearsonStudium, 2009
- [7] SUKHANOVA, A. ; POLY, S. ; SHEMETOV, A. ; BRONSTEIN, I. ; NABIEV, I.: Implications of protein structure instability: From physiological to pathological secondary structure. In: *Biopolymers* 97 (2012), August, Nr. 8, S. 577–588. <http://dx.doi.org/10.1002/bip.22055>. – DOI 10.1002/bip.22055
- [8] RYAN, T. M. ; FRIEDHUBER, A. ; LIND, M. ; HOWLETT, G. J. ; MASTERS, C. ; ROBERTS, B. R.: Small Amphipathic Molecules Modulate Secondary Structure and Amyloid Fibril-forming Kinetics of Alzheimer Disease Peptide A beta(1-42). In: *Journal of Biological Chemistry* 287 (2012), Mai, Nr. 20, S. 16947–16954. <http://dx.doi.org/10.1074/jbc.M111.321778>. – DOI 10.1074/jbc.M111.321778
- [9] SUN, N. ; FUNKE, S. A. ; WILLBOLD, D.: A Survey of Peptides with Effective Therapeutic Potential in Alzheimer's Disease Rodent Models or in Human Clinical Studies. In: *Mini-reviews In Medicinal Chemistry* 12 (2012), Mai, Nr. 5, S. 388–398
- [10] PRAKASH, S. ; PINTI, M. ; BHUSHAN, B.: Theory, fabrication and applications of microfluidic and nanofluidic biosensors. In: *Philosophical Transactions of the Royal Society A-mathematical Physical and Engineering Sciences* 370 (2012), Mai,

- Nr. 1967, S. 2269–2303. <http://dx.doi.org/10.1098/rsta.2011.0498>. – DOI 10.1098/rsta.2011.0498
- [11] SASSOLAS, A. ; BLUM, L. J. ; LECA-BOUVIER, B. D.: Immobilization strategies to develop enzymatic biosensors. In: *Biotechnology Advances* 30 (2012), Mai, Nr. 3, S. 489–511. <http://dx.doi.org/10.1016/j.biotechadv.2011.09.003>. – DOI 10.1016/j.biotechadv.2011.09.003
- [12] MCGRATH, T. F. ; ELLIOTT, C. T. ; FODEY, T. L.: Biosensors for the analysis of microbiological and chemical contaminants in food. In: *Analytical and Bioanalytical Chemistry* 403 (2012), April, Nr. 1, S. 75–92. <http://dx.doi.org/10.1007/s00216-011-5685-9>. – DOI 10.1007/s00216-011-5685-9
- [13] HE, J. J. ; QI, X. X. ; MAIO, Y. P. ; WU, H. L. ; HE, N. Y. ; ZHU, J. J.: Application of smart nanostructures in medicine. In: *Nanomedicine* 5 (2010), September, Nr. 7, S. 1129–1138
- [14] GUDURU, D. ; NIEPEL, M. ; VOGEL, J. ; GROTH, T.: Nanostructured material surfaces - preparation, effect on cellular behavior, and potential biomedical applications: A review. In: *International Journal of Artificial Organs* 34 (2011), Oktober, Nr. 10, S. 963–985. <http://dx.doi.org/10.5301/ijao.5000012>. – DOI 10.5301/ijao.5000012
- [15] ROSS, I. M.: The invention of the transistor. In: *Proceedings of the Ieee* 86 (1998), Januar, Nr. 1, S. 7–28. <http://dx.doi.org/10.1109/5.658752>. – DOI 10.1109/5.658752
- [16] BARDEEN, J. ; BRATTAIN, W. H.: The Transistor, A Semi-conductor Triode. In: *Physical Review* 74 (1948), Nr. 2, S. 230–231. <http://dx.doi.org/10.1103/PhysRev.74.230>. – DOI 10.1103/PhysRev.74.230
- [17] J.S., Kilby: Invention of the integrated circuit. In: *IEEE Transactions on Electron Devices* 23 (1976), S. 648–654
- [18] MOORE, G.: Cramming more components onto integrated circuits. In: *Electronics Magazine* (1965)
- [19] JUHASZ, R. ; ELFSTROM, N. ; LINNROS, J.: Controlled fabrication of silicon nanowires by electron beam lithography and electrochemical size reduction. In: *Nano Letters* 5 (2005), Februar, Nr. 2, S. 275–280. <http://dx.doi.org/10.1021/nl0481573>. – DOI 10.1021/nl0481573

- [20] LIDDLE, J. A. ; GALLATIN, G. M.: Lithography, metrology and nanomanufacturing. In: *Nanoscale* 3 (2011), Nr. 7, S. 2679–2688. <http://dx.doi.org/10.1039/c1nr10046g>. – DOI 10.1039/c1nr10046g
- [21] MARSHALL, S.: Semiconductor Devices Technology Circuits and Applications. In: *Semiconductor Products and Solid State Technology* 8 (1965), Nr. 1, S. 40–&
- [22] LAO, I.K. ; SINGH, N. NAD Kwong D. N.AND Balsubramanian B. N.AND Balsubramanian ; AGARWAL, A. ; BUDDHARAJU, K.: Silicon nanowire sensor array using top-down cmos technology. In: *Sensors and Actuators A* (2008)
- [23] CUI, Y. ; LIEBER, C.M.: Functional nanoscale electronic devices assembled using nanowire building blocks. In: *Science* 291 (2001), S. 851–853
- [24] ROUTENBERG WYREMBAK, D.A. ; TURNER-EVANS, D.B. ; HAMILTON, A.D. ; LAVAN, D.A. ; FAHMY, T.M. ; REED, M.A. ; STERN, E. ; KLEMIC, J.F.: Label-free immunodetection with cmos-compatible semiconducting nanowires. In: *Nature* 445 (2007), S. 519–522
- [25] ELFSTROEM, N. ; LINNROS, J. Eriksson Karlstroem A.E. a.: Silicon nanoribbons for electrical detection of biomolecules. In: *Nan* 8 (2008), S. 945–949
- [26] ELIBOL, O.H. ; MORISETTE, D. ; AKIN, D. ; DENTON, J.P. ; BASHIR, R.: Integrated nanoscale silicon sensors using top-down fabrication. In: *Applied Physics Letters* 83 (2003), S. 4613–4615
- [27] LIEBER, C.M. ; PATOLSKY, E. ; ZHENG, G. E: Fabrication of silicon nanowire devices for ultrasensitive, label-free, real-time detection of biological and chemical species. In: *Nature Protocols* 1 (2006), S. 1711–1724
- [28] FREDERIC, D. ; GERARDOT, B. ; BADOLATO, A. ; PETROFF, P.M. ; MELOSH, N.A. ; BOUTKAI, A. ; HEATH, J.R.: Ultrahigh-density nanowire lattices and circuits. In: *Science* 300 (2003), S. 112–115
- [29] TONG, H.D. ; CHEN, S. ; WIEL, W.G. van d. ; CARLEN, E.T. ; BERG, A. van d.: Novel top-down wafer-scale fabrication of single crystal silicon nanowires. In: *Nano Letters* 9 (2009), S. 1015–1022
- [30] BISWAS, A. ; BAYER, I. S. ; BIRIS, A. S. ; WANG, T. ; DERVISHI, E. ; FAUPEL, E: Advances in top-down and bottom-up surface nanofabrication: Techniques, applications & future prospects. In: *Advances In Colloid and Interface Science* 170 (2012), Ja-

- nuar, Nr. 1-2, S. 2–27. <http://dx.doi.org/10.1016/j.cis.2011.11.001>. – DOI 10.1016/j.cis.2011.11.001
- [31] LIEBER, C. M.: Nanoscale science and technology: Building a big future from small things. In: *Mrs Bulletin* 28 (2003), Juli, Nr. 7, S. 486–491. <http://dx.doi.org/10.1557/mrs2003.144>. – DOI 10.1557/mrs2003.144
- [32] ZHENG, G. F. ; LU, W. ; JIN, S. ; LIEBER, C. M.: Synthesis and fabrication of high-performance n-type silicon nanowire transistors. In: *Advanced Materials* 16 (2004), November, Nr. 21, S. 1890–+. <http://dx.doi.org/10.1002/adma.200400472>. – DOI 10.1002/adma.200400472
- [33] MORALES, A. M. ; LIEBER, C. M.: A laser ablation method for the synthesis of crystalline semiconductor nanowires. In: *Science* 279 (1998), Januar, Nr. 5348, S. 208–211. <http://dx.doi.org/10.1126/science.279.5348.208>. – DOI 10.1126/science.279.5348.208
- [34] CUI, Y. ; LAUHON, L. J. ; GUDIKSEN, M. S. ; WANG, J. F. ; LIEBER, C. M.: Diameter-controlled synthesis of single-crystal silicon nanowires. In: *Applied Physics Letters* 78 (2001), April, Nr. 15, S. 2214–2216. <http://dx.doi.org/10.1063/1.1363692>. – DOI 10.1063/1.1363692
- [35] ABE, H. ; YONEDA, M. ; FUJIIWARA, N.: Developments of plasma etching technology for fabricating semiconductor devices. In: *Japanese Journal of Applied Physics* 47 (2008), März, Nr. 3, S. 1435–1455. <http://dx.doi.org/10.1143/JJAP.47.1435>. – DOI 10.1143/JJAP.47.1435
- [36] GAO, Z. ; AGARWAL, A. ; TRIGG, A.D. ; SINGH, N. ; FANG, C. ; TUNG, C.H. ; FAN, Y. ; BUDHARAJU, K. ; KONG, J.: Silicon nanowire arrays for label-free detection of DNA. In: *Analytical Chemistry* 79 (2007), S. 3291–3297
- [37] TALIN, A. A. ; HUNTER, L. L. ; LEONARD, E. ; ROKAD, B.: Large area, dense silicon nanowire array chemical sensors. In: *Applied Physics Letters* 89 (2006), Oktober, Nr. 15, S. 153102. <http://dx.doi.org/10.1063/1.2358214>. – DOI 10.1063/1.2358214
- [38] VU, X. T. ; ESCHERMANN, J. F. ; STOCKMANN, R. ; GHOSHMOULICK, R. ; OFFENHAUSER, A. ; INGEBRANDT, S.: Top-down processed silicon nanowire transistor arrays for biosensing. In: *Physica Status Solidi A-applications and Materials Science* 206 (2009), März, Nr. 3, S. 426–434. <http://dx.doi.org/10.1002/pssa.200880475>. – DOI 10.1002/pssa.200880475

- [39] WU, B. Q. ; KUMAR, A. ; PAMARTHY, S.: High aspect ratio silicon etch: A review. In: *Journal of Applied Physics* 108 (2010), September, Nr. 5, S. 051101. <http://dx.doi.org/10.1063/1.3474652>. – DOI 10.1063/1.3474652
- [40] PETRIC, P. ; BEVIS, C. ; MCCORD, M. ; CARROLL, A. ; BRODIE, A. ; UMMETHALA, U. ; GRELLA, L. ; CHEUNG, A. ; FREED, R.: Reflective electron beam lithography: A maskless ebeam direct write lithography approach using the reflective electron beam lithography concept. In: *Journal of Vacuum Science & Technology B* 28 (2010), November, Nr. 6, S. C6C6–C6C13. <http://dx.doi.org/10.1116/1.3511436>. – DOI 10.1116/1.3511436
- [41] GRIGORESCU, A. E. ; HAGEN, C. W.: Resists for sub-20-nm electron beam lithography with a focus on HSQ: state of the art. In: *Nanotechnology* 20 (2009), Juli, Nr. 29, S. 292001. <http://dx.doi.org/10.1088/0957-4484/20/29/292001>. – DOI 10.1088/0957-4484/20/29/292001
- [42] SAHOO, P. B. ; VYAS, R. ; WADHWA, M. ; VERMA, S.: Progress in deep-UV photoresists. In: *Bulletin of Materials Science* 25 (2002), November, Nr. 6, S. 553–556. <http://dx.doi.org/10.1007/BF02710549>. – DOI 10.1007/BF02710549
- [43] RONSE, K. ; GOETHALS, A. M. ; VANDENBERGHE, G. ; MAENHOUDT, M.: *Recent trends and progress in deep-UV lithography*
- [44] HOLMES, S. J. ; MITCHELL, P. H. ; HAKE, M. C.: Manufacturing with DUV lithography. In: *Ibm Journal of Research and Development* 41 (1997), Januar, Nr. 1-2, S. 7–19
- [45] PENNELLI, G.: Top down fabrication of long silicon nanowire devices by means of lateral oxidation. In: *Microelectronic Engineering* 86 (2009), November, Nr. 11, S. 2139–2143. <http://dx.doi.org/10.1016/j.mee.2009.02.032>. – DOI 10.1016/j.mee.2009.02.032
- [46] VU, X. T.: *Silicon nanowire transistor arrays for biomolecular detection*, RWTH Aachen, Diss., 2010
- [47] MALLOY, M. ; LITT, L. C.: Technology review and assessment of nanoimprint lithography for semiconductor and patterned media manufacturing. In: *Journal of Micronanolithography Mems and Moems* 10 (2011), Juli, Nr. 3, S. 032001. <http://dx.doi.org/10.1117/1.3642641>. – DOI 10.1117/1.3642641
- [48] SCHIFT, H.: Nanoimprint lithography: An old story in modern times? A review. In: *Journal of Vacuum Science & Technology B* 26 (2008), März, Nr. 2, S. 458–480. <http://dx.doi.org/10.1116/1.292001>.

[//dx.doi.org/10.1116/1.2890972](http://dx.doi.org/10.1116/1.2890972). – DOI 10.1116/1.2890972

- [49] GUO, L. J.: Nanoimprint lithography: Methods and material requirements. In: *Advanced Materials* 19 (2007), Februar, Nr. 4, S. 495–513. <http://dx.doi.org/10.1002/adma.200600882>. – DOI 10.1002/adma.200600882
- [50] HODGKIN, A. L. ; HUXLEY, A. E.: A Quantitative Description of Membrane Current and Its Application To Conduction and Excitation In Nerve. In: *Journal of Physiology-london* 117 (1952), Nr. 4, S. 500–544
- [51] HODGKIN, A. L. ; HUXLEY, A. E.: Movement of Sodium and Potassium Ions During Nervous Activity. In: *Cold Spring Harbor Symposia On Quantitative Biology* 17 (1952), S. 43–52
- [52] HODGKIN, A. L. ; HUXLEY, A. E.: Currents Carried By Sodium and Potassium Ions Through the Membrane of the Giant Axon of Loligo. In: *Journal of Physiology-london* 116 (1952), Nr. 4, S. 449–472
- [53] HODGKIN, A. L. ; HUXLEY, A. E.: The Components of Membrane Conductance In the Giant Axon of Loligo. In: *Journal of Physiology-london* 116 (1952), Nr. 4, S. 473–496
- [54] HODGKIN, A. L. ; HUXLEY, A. E.: The Dual Effect of Membrane Potential On Sodium Conductance In the Giant Axon of Loligo. In: *Journal of Physiology-london* 116 (1952), Nr. 4, S. 497–506
- [55] NEHER, E. ; SAKMANN, B.: Single-channel Currents Recorded From Membrane of Denervated Frog Muscle-fibers. In: *Nature* 260 (1976), Nr. 5554, S. 799–802. <http://dx.doi.org/10.1038/260799a0>. – DOI 10.1038/260799a0
- [56] NILIUS, B.: Pflügers Archiv and the advent of modern electrophysiology - From the first action potential to patch clamp. In: *Pflügers Archiv-european Journal of Physiology* 447 (2003), Dezember, Nr. 3, S. 267–271. <http://dx.doi.org/10.1007/s00424-003-1156-2>. – DOI 10.1007/s00424-003-1156-2
- [57] PERKINS, K. L.: Cell-attached voltage-clamp and current-clamp recording and stimulation techniques in brain slices. In: *Journal of Neuroscience Methods* 154 (2006), Juni, Nr. 1-2, S. 1–18. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jneumeth.2006.02.010>. – DOI 10.1016/j.jneumeth.2006.02.010

- [58] YANG, S. ; ZHOU, W. X. ; ZHANG, Y. X.: New advance in in vivo patch clamp technique. In: *Progress In Biochemistry and Biophysics* 31 (2004), Oktober, Nr. 10, S. 870–873
- [59] JURKAT-ROTT, K. ; LEHMANN-HOM, E.: The patch clamp technique in ion channel research. In: *Current Pharmaceutical Biotechnology* 5 (2004), August, Nr. 4, S. 387–395. <http://dx.doi.org/10.2174/1389201043376715>. – DOI 10.2174/1389201043376715
- [60] THOMAS, C. A. ; SPRINGER, P. A. ; OKUN, L. M. ; BERWLDN.Y ; LOEB, G. E.: Miniature Microelectrode Array To Monitor Bioelectric Activity of Cultured Cells. In: *Experimental Cell Research* 74 (1972), Nr. 1, S. 61–&. [http://dx.doi.org/10.1016/0014-4827\(72\)90481-8](http://dx.doi.org/10.1016/0014-4827(72)90481-8). – DOI 10.1016/0014-4827(72)90481-8
- [61] HOFMANN, B. ; KATELHON, E. ; SCHOTTDORF, M. ; OFFENHAUSSER, A. ; WOLFRUM, B.: Nanocavity electrode array for recording from electrogenic cells. In: *Lab On A Chip* 11 (2011), Nr. 6, S. 1054–1058. <http://dx.doi.org/10.1039/c0lc00582g>. – DOI 10.1039/c0lc00582g
- [62] MILLER, J. M. ; DUNN, B. ; TRAN, T. D. ; PEKALA, R. W.: Deposition of ruthenium nanoparticles on carbon aerogels for high energy density supercapacitor electrodes. In: *Journal of the Electrochemical Society* 144 (1997), Dezember, Nr. 12, S. L309–L311. <http://dx.doi.org/10.1149/1.1838142>. – DOI 10.1149/1.1838142
- [63] PAPPAS, T. C. ; WICKRAMANYAKE, W. M. S. ; JAN, E. ; MOTAMED, M. ; BRODWICK, M. ; KOTOV, N. A.: Nanoscale engineering of a cellular interface with semiconductor nanoparticle films for photoelectric stimulation of neurons. In: *Nano Letters* 7 (2007), Februar, Nr. 2, S. 513–519. <http://dx.doi.org/10.1021/nl062513v>. – DOI 10.1021/nl062513v
- [64] SOTIROPOULOU, S. ; CHANIOTAKIS, N. A.: Carbon nanotube array-based biosensor. In: *Analytical and Bioanalytical Chemistry* 375 (2003), Januar, Nr. 1, S. 103–105. <http://dx.doi.org/10.1007/s00216-002-1617-z>. – DOI 10.1007/s00216-002-1617-z
- [65] MORRIS, R. B. ; FRANTA, D. J. ; WHITE, H. S.: Electrochemistry At Pt Band Electrodes of Width Approaching Molecular Dimensions - Breakdown of Transport-equations At Very Small Electrodes. In: *Journal of Physical Chemistry* 91 (1987), Juni, Nr. 13, S. 3559–3564. <http://dx.doi.org/10.1021/j100297a019>. – DOI 10.1021/j100297a019
- [66] NGUYEN-VU, T. D. B. ; CHEN, H. ; CASSELL, A. M. ; ANDREWS, R. ; MEYYAPPAN, M. ; LI, J.: Vertically aligned carbon nanofiber arrays: An advance toward electrical-neural

- interfaces. In: *Small* 2 (2006), Januar, Nr. 1, S. 89–94. <http://dx.doi.org/10.1002/sml.200500175>. – DOI 10.1002/sml.200500175
- [67] JANSEN, Michael: *Production and Characterization of Au-nanopillar-electrodes for electrical coupling with neurons*, RWTH Aachen, Diplomarbeit, 2008
- [68] BRUEGGEMANN, D.; WOLFRUM, B.; MAYBECK, V.; MOURZINA, Y.; JANSEN, M.; OFFENHAUSSER, A.: Nanostructured gold microelectrodes for extracellular recording from electrogenic cells. In: *Nanotechnology* 22 (2011), Juli, Nr. 26, S. 265104. <http://dx.doi.org/10.1088/0957-4484/22/26/265104>. – DOI 10.1088/0957-4484/22/26/265104
- [69] BERGVELD, P.: Development of An Ion-sensitive Solid-state Device For Neurophysiological Measurements. In: *Ieee Transactions On Biomedical Engineering* BM17 (1970), Nr. 1, S. 70–&. <http://dx.doi.org/10.1109/TBME.1970.4502688>. – DOI 10.1109/TBME.1970.4502688
- [70] BERGVELD, P.: Thirty years of ISFETOLOGY - What happened in the past 30 years and what may happen in the next 30 years. In: *Sensors and Actuators B-chemical* 88 (2003), Januar, Nr. 1, S. 1–20. [http://dx.doi.org/10.1016/S0925-4005\(02\)00301-5](http://dx.doi.org/10.1016/S0925-4005(02)00301-5). – DOI 10.1016/S0925-4005(02)00301-5
- [71] BERGVELD, P.: The Development and Application of Fet-based Biosensors. In: *Biosensors* 2 (1986), Nr. 1, S. 15–33. [http://dx.doi.org/10.1016/0265-928X\(86\)85010-6](http://dx.doi.org/10.1016/0265-928X(86)85010-6). – DOI 10.1016/0265-928X(86)85010-6
- [72] PEREZGASGA, F. V.: ISFET applications in biological matter. In: *Quimica Analitica* 18 (1999), S. 6–9
- [73] CANE, C.; GRACIA, I.; MERLOS, A.: Microtechnologies for pH ISFET chemical sensors. In: *Microelectronics Journal* 28 (1997), Mai, Nr. 4, S. 389–405. [http://dx.doi.org/10.1016/S0026-2692\(96\)00068-7](http://dx.doi.org/10.1016/S0026-2692(96)00068-7). – DOI 10.1016/S0026-2692(96)00068-7
- [74] KOROSTYNSKA, O.; ARSHAK, K.; GILL, E.; ARSHAK, A.: Review paper: Materials and techniques for in vivo pH monitoring. In: *Ieee Sensors Journal* 8 (2008), Januar, Nr. 1-2, S. 20–28. <http://dx.doi.org/10.1109/JSEN.2007.912522>. – DOI 10.1109/JSEN.2007.912522
- [75] ABRAMOVA, N.; BORISOV, Y.; BRATOV, A.; GAVRILENKO, P.; DOMINGUEZ, C.; SPIRIDONOV, V.; SUGLOBOVA, E.: Application of an ion-selective field effect transistor with a photocured polymer membrane in nephrology for determination of potas-

- sium ions in dialysis solutions and in blood plasma. In: *Talanta* 52 (2000), Juni, Nr. 3, S. 533–538. [http://dx.doi.org/10.1016/S0039-9140\(00\)00408-2](http://dx.doi.org/10.1016/S0039-9140(00)00408-2). – DOI 10.1016/S0039-9140(00)00408-2
- [76] BRATOV, A. ; ABRAMOVA, N. ; DOMINGUEZ, C. ; BALDI, A.: Ion-selective field effect transistor (ISFET)-based calcium ion sensor with photocured polyurethane membrane suitable for ionised calcium determination in milk. In: *Analytica Chimica Acta* 408 (2000), März, Nr. 1-2, S. 57–64. [http://dx.doi.org/10.1016/S0003-2670\(99\)00871-5](http://dx.doi.org/10.1016/S0003-2670(99)00871-5). – DOI 10.1016/S0003-2670(99)00871-5
- [77] KHARITONOV, A. B. ; WASSERMAN, J. ; KATZ, E. ; WILLNER, I.: The use of impedance spectroscopy for the characterization of protein-modified ISFET devices: Application of the method for the analysis of biorecognition processes. In: *Journal of Physical Chemistry B* 105 (2001), Mai, Nr. 19, S. 4205–4213. <http://dx.doi.org/10.1021/jp0045383>. – DOI 10.1021/jp0045383
- [78] BERGVELD, P.: Sensors For Biomedical Applications. In: *Sensors and Actuators* 10 (1986), November, Nr. 3-4, S. 165–179. [http://dx.doi.org/10.1016/0250-6874\(86\)80044-0](http://dx.doi.org/10.1016/0250-6874(86)80044-0). – DOI 10.1016/0250-6874(86)80044-0
- [79] BETTAIEB, F. ; PONSONNET, L. ; LEJEUNE, P. ; BEN OUADA, H. ; MARTELET, C. ; BAKHROUF, A. ; JAFFREZIC-RENAULT, N. ; OTHMANE, A.: Immobilization of E-coli bacteria in three-dimensional matrices for ISFET biosensor design. In: *Bioelectrochemistry* 71 (2007), November, Nr. 2, S. 118–125. <http://dx.doi.org/10.1016/j.bioelechem.2007.02.004>. – DOI 10.1016/j.bioelechem.2007.02.004
- [80] USLU, F. ; INGEBRANDT, S. ; MAYER, D. ; BOCKER-MEFFERT, S. ; ODENTHAL, M. ; OFFENHAUSSER, A.: Label-free fully electronic nucleic acid detection system based on a field-effect transistor device. In: *Biosensors & Bioelectronics* 19 (2004), Juli, Nr. 12, S. 1723–1731. <http://dx.doi.org/10.1016/j.bios.2004.01.019>. – DOI 10.1016/j.bios.2004.01.019
- [81] ZAYATS, M. ; RAITMAN, O. A. ; CHEGEL, V. I. ; KHARITONOV, A. B. ; WILLNER, I.: Probing antigen-antibody binding processes by impedance measurements on ion-sensitive field-effect transistor devices and complementary surface plasmon resonance analyses: Development of cholera toxin sensors. In: *Analytical Chemistry* 74 (2002), September, Nr. 18, S. 4763–4773. <http://dx.doi.org/10.1021/ac020312f>. – DOI 10.1021/ac020312f

- [82] HAN, Y. ; OFFENHAUSSER, A. ; INGEBRANDT, S.: Detection of DNA hybridization by a field-effect transistor with covalently attached catcher molecules. In: *Surface and Interface Analysis* 38 (2006), April, Nr. 4, S. 176–181. <http://dx.doi.org/10.1002/sia.2157>. – DOI 10.1002/sia.2157
- [83] FROMHERZ, P.: Extracellular recording with transistors and the distribution of ionic conductances in a cell membrane. In: *European Biophysics Journal With Biophysics Letters* 28 (1999), Nr. 3, S. 254–258. <http://dx.doi.org/10.1007/s002490050206>. – DOI 10.1007/s002490050206
- [84] FROMHERZ, P. ; OFFENHAEUSSER, A. ; VETTER, T. ; WEIS, J.: A Neuron-silicon Junction - A Retzius Cell of the Leech On An Insulated-gate Field-effect Transistor. In: *Science* 252 (1991), Mai, Nr. 5010, S. 1290–1293. <http://dx.doi.org/10.1126/science.1925540>. – DOI 10.1126/science.1925540
- [85] VOELKER, M. ; FROMHERZ, P.: Signal transmission from individual mammalian nerve cell to field-effect transistor. In: *Small* 1 (2005), Februar, Nr. 2, S. 206–210. <http://dx.doi.org/10.1002/sml.200400077>. – DOI 10.1002/sml.200400077
- [86] PATOLSKY, E. ; TIMKO, B. P. ; YU, G. H. ; FANG, Y. ; GREYTAK, A. B. ; ZHENG, G. F. ; LIEBER, C. M.: Detection, stimulation, and inhibition of neuronal signals with high-density nanowire transistor arrays. In: *Science* 313 (2006), August, Nr. 5790, S. 1100–1104. <http://dx.doi.org/10.1126/science.1128640>. – DOI 10.1126/science.1128640
- [87] CUI, Y. ; WEI, Q. Q. ; PARK, H. K. ; LIEBER, C. M.: Nanowire nanosensors for highly sensitive and selective detection of biological and chemical species. In: *Science* 293 (2001), August, Nr. 5533, S. 1289–1292. <http://dx.doi.org/10.1126/science.1062711>. – DOI 10.1126/science.1062711
- [88] ELFSTROM, N. ; JUHASZ, R. ; SYCHUGOV, I. ; ENGFELDT, T. ; KARLSTROM, A. E. ; LINNROS, J.: Surface charge sensitivity of silicon nanowires: Size dependence. In: *Nano Letters* 7 (2007), September, Nr. 9, S. 2608–2612. <http://dx.doi.org/10.1021/nl0709017>. – DOI 10.1021/nl0709017
- [89] RESHETILOV, A. N.: Models of biosensors based on principles of potentiometric and amperometric transducers: Use in medicine, biotechnology, and environmental monitoring (Review). In: *Applied Biochemistry and Microbiology* 32 (1996), Januar, Nr. 1, S. 72–85

- [90] ZRENNER, E. ; BARTZ-SCHMIDT, K.U. ; BENAÏ, H. ; BESCH, D. ; BRUCKMANN, A. ; GABEL, V.P. ; GEKELER, F. ; GREPPMAIER, U. ; HARSCHER, A. ; KIBBEL, S. ; KOCH, J. ; KUSNYERIK, A. ; PETERS, T. ; STINGL, K. ; SACHS, H. ; STETT, P. A. S. A. Szurmann ; WILHELM, B. ; WILKE, R.: Subretinal electronic chips allow blind patient to read letters and combine them to words. In: *Proc. R. Soc. B* (2010)
- [91] POPOVYCH, O. V. ; TASS, P. A.: Desynchronizing electrical and sensory coordinated reset neuromodulation. In: *Frontiers In Human Neuroscience* 6 (2012), März, S. 58. <http://dx.doi.org/10.3389/fnhum.2012.00058>. – DOI 10.3389/fnhum.2012.00058
- [92] TASS, P. A. ; POPOVYCH, O. V.: Unlearning tinnitus-related cerebral synchrony with acoustic coordinated reset stimulation: theoretical concept and modelling. In: *Biological Cybernetics* 106 (2012), Januar, Nr. 1, S. 27–36. <http://dx.doi.org/10.1007/s00422-012-0479-5>. – DOI 10.1007/s00422-012-0479-5
- [93] TASS, P. A. ; ADAMCHIC, I. ; FREUND, H. J. ; STACKELBERG, T. von ; HAUPTMANN, C.: Counteracting tinnitus by acoustic coordinated reset neuromodulation. In: *Restorative Neurology and Neuroscience* 30 (2012), Nr. 2, S. 137–159. <http://dx.doi.org/10.3233/RNN-2012-110218>. – DOI 10.3233/RNN-2012-110218
- [94] NIPARKO, J. K. ; TOBEY, E. A. ; THAL, D. J. ; EISENBERG, L. S. ; WANG, N. Y. ; QUITTNER, A. L. ; FINK, N. E.: Spoken Language Development in Children Following Cochlear Implantation. In: *Jama-journal of the American Medical Association* 303 (2010), April, Nr. 15, S. 1498–1506
- [95] GARBADE, J. ; BITTNER, H.B. ; LEHMANN, S. ; MOHR, F.W. ; BARTEN, M.J.: Miniaturization of left ventricular assist devices: the ongoing trend. In: *Expert Rev Med Devices* 9 (2012), 49–58. <http://dx.doi.org/10.1586/erd.11.62>. – DOI 10.1586/erd.11.62
- [96] COPELAND, J.G. ; COPELAND, H. ; GUSTAFSON, M. ; MINEBURG, N. ; COVINGTON, D. ; SMITH, R.G. ; FRIEDMAN, M.: Experience with more than 100 total artificial heart implants. In: *J Thorac Cardiovasc Surg* (2012). <http://dx.doi.org/10.1016/j.jtcvs.2011.12.002>. – DOI 10.1016/j.jtcvs.2011.12.002
- [97] WESTERINK, A. R.H.S. and G. R.H.S. van de Groot ; VIJVERBERG, H.P.M.: Heterogeneity of Catecholamine-Containing Vesicles in PC12 Cells. In: *Biomedical and Biophysical Research Communications* 270 (2000), S. 625–630
- [98] PIERCE, J.C.: The naming of the transistor. In: *IEEE Proceedings* 86 (1998), S. 37–45. <http://dx.doi.org/10.1109/5.658756>. – DOI 10.1109/5.658756

- [99] SZE, S. M. ; KWOK, K.: *Physics of semiconductor devices*. Wiley, 2007
- [100] SAH, C. T.: Evolution of the Mos-transistor - From Conception To Vlsi. In: *Proceedings of the Ieee* 76 (1988), Oktober, Nr. 10, S. 1280–1326. <http://dx.doi.org/10.1109/5.16328>. – DOI 10.1109/5.16328
- [101] KAHNG, D.: Historical-perspective On Development of Mos-transistors and Related Devices. In: *Ieee Transactions On Electron Devices* 23 (1976), Nr. 7, S. 655–657. <http://dx.doi.org/10.1109/T-ED.1976.18468>. – DOI 10.1109/T-ED.1976.18468
- [102] HOFSTEIN, S. R. ; HEIMAN, F. P.: Silicon Insulated-gate Field-effect Transistor. In: *Proceedings of the Ieee* 51 (1963), Nr. 9, S. 1190–&. <http://dx.doi.org/10.1109/PROC.1963.2488>. – DOI 10.1109/PROC.1963.2488
- [103] IHANTOLA, H. K. J. ; MOLL, J. L.: Design Theory of A Surface Field-effect Transistor. In: *Solid-state Electronics* 7 (1964), Nr. 6, S. 423–430. [http://dx.doi.org/10.1016/0038-1101\(64\)90039-5](http://dx.doi.org/10.1016/0038-1101(64)90039-5). – DOI 10.1016/0038-1101(64)90039-5
- [104] SEDRA, K. C. A. S. and Smith S. A. S. and Smith: *Microelectronic circuits*. Oxford University Press Inc., 2004
- [105] TSIVIDIS, Y.: *Operation and Modeling of The MOS Transistor*. McGrawHill, 1999
- [106] BREWS, J. R.: Charge-sheet Model of Mosfet. In: *Solid-state Electronics* 21 (1978), Nr. 2, S. 345–355. [http://dx.doi.org/10.1016/0038-1101\(78\)90264-2](http://dx.doi.org/10.1016/0038-1101(78)90264-2). – DOI 10.1016/0038-1101(78)90264-2
- [107] SHOCKLEY, W. ; PEARSON, G. L.: Modulation of Conductance of Thin Films of Semiconductors By Surface Charges. In: *Physical Review* 74 (1948), Nr. 2, S. 232–233. <http://dx.doi.org/10.1103/PhysRev.74.232>. – DOI 10.1103/PhysRev.74.232
- [108] GROVE, A. S. ; FITZGERA.DJ: Surface Effects On P-n Junctions - Characteristics of Surface Space-charge Regions Under Non-equilibrium Conditions. In: *Solid-state Electronics* 9 (1966), Nr. 8, S. 783–&. [http://dx.doi.org/10.1016/0038-1101\(66\)90118-3](http://dx.doi.org/10.1016/0038-1101(66)90118-3). – DOI 10.1016/0038-1101(66)90118-3
- [109] VADASZ, L. ; GROVE, A. S.: Temperature Dependence of Mos Transistor Characteristics Below Saturation. In: *Ieee Transactions On Electron Devices* ED13 (1966), Nr. 12, S. 863–&. <http://dx.doi.org/10.1109/T-ED.1966.15860>. – DOI 10.1109/T-ED.1966.15860

- [110] XU, J. ; LUO, X-L ; CHEN, H.Y.: Analytical aspects of FET-based biosensors. In: *Frontiers Biosci* 10 (2005), S. 420–430
- [111] SAH, C. T.: Characteristics of Metal-oxide-semiconductor Transistors. In: *Ieee Transactions On Electron Devices* ED11 (1964), Nr. 7, S. 324–&. <http://dx.doi.org/10.1109/T-ED.1964.15336>. – DOI 10.1109/T-ED.1964.15336
- [112] GILEADI, E. ; KIROWA-EISNER, E. ; PENCINER, J.: *Interfacial Electrochemnistry An Experimental Approach*. Addison-Wesley Publishing Company, 1975
- [113] GILEADI, E.: *Electrode Kinetics for Chemists, Chemical Engineers, and Materials Scientists*. VCH Publishers, 1993
- [114] HAL, R. E. G. ; EIJKEL, J. C. T. ; BERGVELD, P.: A general model to describe the electrostatic potential at electrolyte oxide interfaces RID E-4397-2011. In: *Advances In Colloid and Interface Science* 69 (1996), Dezember, S. 31–62. [http://dx.doi.org/10.1016/S0001-8686\(96\)00307-7](http://dx.doi.org/10.1016/S0001-8686(96)00307-7). – DOI 10.1016/S0001-8686(96)00307-7
- [115] GOUY: On the constitution of the electric charge at the surface of an electrolyte. In: *Comptes Rendus Hebdomadaires Des Seances De L Academie Des Sciences* 149 (1909), S. 654–657
- [116] CHAPMAN, D. L.: A Contribution to the Theory of Electrocapillarity. In: *Philosophical Magazine* 25 (1913), April, Nr. 148, S. 475–481. <http://dx.doi.org/10.1080/14786440408634187>. – DOI 10.1080/14786440408634187
- [117] BARD, A. J. ; FAULKNER: *Electrochemical Methods Fundamentals and Applications*. John Wiley & Sons, 1980
- [118] DELAHAY, P.: *Double layer and electrode kinetics*. Interscience Publishers, 1965
- [119] STERN, O.: The theory of the electrolytic double shift. In: *Zeitschrift Fur Elektrochemie Und Angewandte Physikalische Chemie* 30 (1924), S. 508–516
- [120] SHINWARI, M. W. ; DEEN, M. J. ; LANDHEER, D.: Study of the electrolyte-insulator-semiconductor field-effect transistor (EISFET) with applications in biosensor design. In: *Microelectronics Reliability* 47 (2007), Dezember, Nr. 12, S. 2025–2057. <http://dx.doi.org/10.1016/j.microrel.2006.10.003>. – DOI 10.1016/j.microrel.2006.10.003

- [121] GRAHAME, D. C.: The Electrical Double Layer and the Theory of Electrocapillarity. In: *Chemical Reviews* 41 (1947), Nr. 3, S. 441–501. <http://dx.doi.org/10.1021/cr60130a002>. – DOI 10.1021/cr60130a002
- [122] GRAHAME, D. C.: The Hump In the Capacity of the Electrical Double Layer. In: *Journal of Chemical Physics* 23 (1955), Nr. 9, S. 1725–1725. <http://dx.doi.org/10.1063/1.1742425>. – DOI 10.1063/1.1742425
- [123] GRAHAME, D. C.: Die Elektrische Doppelschicht. In: *Zeitschrift Fur Elektrochemie* 59 (1955), Nr. 7-8, S. 773–778
- [124] YATES, D. E. ; LEVINE, S. ; HEALY, T. W.: Site-binding Model of Electrical Double-layer At Oxide-water Interface. In: *Journal of the Chemical Society-faraday Transactions I* 70 (1974), S. 1807–1818. <http://dx.doi.org/10.1039/f19747001807>. – DOI 10.1039/f19747001807
- [125] LANDHEER, D. ; AERS, G. ; MCKINNON, W. R. ; DEEN, M. J. ; RANUAREZ, J. C.: Model for the field effect from layers of biological macromolecules on the gates of metal-oxide-semiconductor transistors. In: *Journal of Applied Physics* 98 (2005), August, Nr. 4, S. 044701. <http://dx.doi.org/10.1063/1.2008354>. – DOI 10.1063/1.2008354
- [126] GIESBERS, M. ; KLEIJN, J. M. ; STUART, M. A. C.: The electrical double layer on gold probed by electrokinetic and surface force measurements. In: *Journal of Colloid and Interface Science* 248 (2002), April, Nr. 1, S. 88–95. <http://dx.doi.org/10.1006/jcis.2001.8144>. – DOI 10.1006/jcis.2001.8144
- [127] BOUSSE, L. ; DEROOIJ, N. F. ; BERGVELD, P.: Operation of Chemically Sensitive Field-effect Sensors As A Function of the Insulator-electrolyte Interface. In: *Ieee Transactions On Electron Devices* 30 (1983), Nr. 10, S. 1263–1270. <http://dx.doi.org/10.1109/T-ED.1983.21284>. – DOI 10.1109/T-ED.1983.21284
- [128] BOUSSE, L.: Single Electrode-potentials Related To Flat-band Voltage Measurements On Eos and Mos Structures. In: *Journal of Chemical Physics* 76 (1982), Nr. 10, S. 5128–5133. <http://dx.doi.org/10.1063/1.442812>. – DOI 10.1063/1.442812
- [129] ALBERTS, B. ; JOHNSON, A. ; LEWIS, J. ; RAFF, M. ; ROBERTS, K. ; WALTER, P.: *Molekularbiologie der Zelle*. Wiley-VCH, 2004
- [130] KANDEL, E. R. ; SCHWARTZ, J. H. ; M., Jessell T.: *Principles of neuronal science*. McGrawHill, 2000

- [131] IBACH, H. ; LÜTH, H.: *Festkörperphysik: Einführung in die Grundlagen*. Springer, 2005
- [132] EIK, Stefan: *Extracellular Stimulation of Individual Electrogenic Cells with Micro-Scaled Electrodes*, RWTH Aachen, Diss., 2009
- [133] KLINKE, R. ; SILBERNAGEL, S.: *Lehrbuch der Physiologie*. Thieme, 2001
- [134] ECKERT, R ; RANDALL, D. ; BURGGREN, W. ; FRENCH, K.: *Tierphysiologie*. Thieme, 2002
- [135] STERN, E. ; VACIC, M. A. and R. A. and Reed: Semiconducting Nanowire Field-Effect transistor biomolecular sensors. In: *IEEE Transactions on Electron* 55 (2008), S. 3119–3130
- [136] ITOH, K. ; IWAMEJI, K. ; SASAKI, Y.: Fabrication of thin silicon wires by anisotropic wet etching of SOI structures. In: *Japanese Journal of Applied Physics Part 2 Letters* 30 (1991), S. L1605–L1607
- [137] HIRAMOTO, T. ; ISHIKURO, H. ; SAITO, K. ; FUJI, T. ; SARAYA, T. ; HASHIGUCHI, G. ; T., Ikoma: Fabrication of Si nanostructures for single electron device applications by anisotropic etching. In: *Japanese Journal of Applied Physics Part 1 Regular Papers Short Notes & review Papers* 35 (1996), S. 6664–6667
- [138] MUKAIYAMA, T. ; SAITO, K. ; ISHIKURO, H. ; TAKAYAMA, M. ; SARAYA, T. T. and H. T. and Hiramato: Fabrication of gate-all-around MOSFET by silicon anisotropic etching technique. In: *Solid-state Electronics* 42 (1998), S. 7–8
- [139] CELLER, G. ; CRISTOLOVEANU, S.: Frontiers of silicon-on-insulator. In: *Jou* 93 (1991), S. 4955–4978
- [140] ESCHERMANN, J. F.: *Silizium nanodrähte für die extrazelluläre Ableitung elektrischer Aktivität*, RWTH Aachen, Diss., 2009
- [141] FLIESSBACH, T.: *Elektrodynamik*. Spectrum, 2008
- [142] WRIGHT JENKINS, M.: A new preferential etch for defects in silicon crystals. In: *J. Electrochem. Soc. Solid-state science and technology* (1977)
- [143] MAYBECK, V.: *Tools for non-invasive communication with electrogenic cells: optogenetic stimulation and diamond recording devices*, RWTH Aachen, Diss., 2011

- [144] LAU, J.H.: *Flip Chip Technologies*. MacGraw-Hill Professional, 1995
- [145] CLAYCOMB, W.C. ; LANSO, N.A. ; STALLWORTH, B.S. ; EGELAND, D.B. ; DELCARPIO, J.B. ; BAHINSKI, A. ; IZZO, N.J.: HL-1 cells: A cardiac muscle cell line that contracts and retains phenotypic characteristic of the adult cardiomyocyte. In: *Proceedings of the national academy of sciences of the united states of america* 95 (1998), S. 2979–2984
- [146] STOCKINGER, M.: *Optimization of Ultra-Low-Power CMOS Transistors*, Technische Universität Wien, Diss., 2000
- [147] VANDAMME, L.K.J. ; LI, X. ; RIGAUD, D.: 1/f Noise in MOS Devices, Mobility or Number Fluctuations. In: *IEEE Transactions on Electron Devices* 41 (1994), S. 1936–1944
- [148] MAGISETTI, J. ; MANTEGAZZA, M. ; GUATTEO, E. ; WANKE, E.: Action potentials recorded with patch-clamp amplifiers: are they genuine? In: *Trends in neuroscience* 19 (1996), S. 530–534
- [149] SNOW, E. H. ; GROVE, A. S. ; DEAL, B. E. ; SAH, C. T.: Ion Transport Phenomena In Insulating Films. In: *Journal of Applied Physics* 36 (1965), Nr. 5, S. 1664–&. <http://dx.doi.org/10.1063/1.1703105>. – DOI 10.1063/1.1703105
- [150] ANTONIADSI, D. A.: Oxidation-Induced Point Defects in Silicon. In: *Electron Microscopy* 129 (1982), S. 1093–1097
- [151] GILES, L.P. ; KUNI, Y.: Crystallographic Defects in Thermally Oxidized Wafer Bonded Silicon on Insulator (SOI) Substrates. In: *Journal of electronic MAterials* 28 (1999), S. 372–376
- [152] PUD, S. ; LI, J. ; PETRYCHUK, M. ; FESTE, S. ; VITUSEVITCH, S. ; OFFENHÄUSSER, A. ; MANTL, S.: *Traps and their role in transport phenomena of Si nanowire FET characterized using noise technique and gamma radiation treatment*
- [153] ROHRER, N.J. ; BERNSTEIN, K.: *SOI circuit design*. Kluwer Academic Publishers, 2002
- [154] SAKURAI, T.D.T. ; MATSUZAWA, A.: *Fully -Depleted SOI CMOS Circuits and Technolgy for Ultralow-Power Applications*. Springer, 2006
- [155] KNOPFMACHER, O. ; TARASOV, A. ; FU, W. ; WIPF, M. ; NIESEN, B. ; CALAME, M. ; SCHÖNENBERGER, C.: Nernst Limit in Dual-Gated Si-Nanowire FET sensors. In: *Nano Letters* 10 (2010), S. 2268–2274

- [156] GAO, X. P. A. ; ZHENG, G. F. ; LIEBER, C. M.: Subthreshold Regime has the Optimal Sensitivity for Nanowire FET Biosensors. In: *Nano Letters* 10 (2010), Februar, Nr. 2, S. 547–552. <http://dx.doi.org/10.1021/nl9034219>. – DOI 10.1021/nl9034219
- [157] BERGVELD, P.: The future of biosensors. In: *Sensors and Actuators A-physical* 56 (1996), August, Nr. 1-2, S. 65–73. [http://dx.doi.org/10.1016/0924-4247\(96\)01275-7](http://dx.doi.org/10.1016/0924-4247(96)01275-7). – DOI 10.1016/0924-4247(96)01275-7
- [158] HESS, L.H. ; JANSEN, M. ; MAYBECK, V. ; HAUF, M. ; SEIFFERT, M. ; STUTZMANN, M. ; SHWRP, I.D. ; OFFENHAEUSSER, A. ; GARRIDO, J.A.: Graphene transistor for bioelectronics: Graphene transistor arrays for recording action potentials from electrogenic cells. In: *Advanced Materials* 23 (2011), S. 4968
- [159] MOURZINA, Y. ; KALLIAGUINE, D. ; SCHULTE, P. ; OFFENHAEUSSER, A.: Patternig chemical stimulation of reconstructed neuronal networks. In: *Anal. Chim. Acta* 575 (2006), S. 281–289
- [160] ADAM, G. ; LÄUGER, P. ; STARK, G.: *Physikalische Chemie und Biophysik*. Springer Verlag, 2003
- [161] BOUSSE, L. ; BERGVELD, P.: On the Impedance of the Silicon Dioxide Electrolyte Interface. In: *Journal of Electroanalytical Chemistry* 152 (1983), Nr. 1-2, S. 25–39. [http://dx.doi.org/10.1016/0368-1874\(83\)80330-X](http://dx.doi.org/10.1016/0368-1874(83)80330-X). – DOI 10.1016/0368-1874(83)80330-X
- [162] CHEN, Y. W. ; LIU, M. Z. ; KANEKO, T. ; MCINTYRE, P. C.: Atomic Layer Deposited Hafnium Oxide Gate Dielectrics for Charge-Based Biosensors. In: *Electrochemical and Solid State Letters* 13 (2010), Nr. 3, S. G29–G32. <http://dx.doi.org/10.1149/1.3280224>. – DOI 10.1149/1.3280224
- [163] CHIDA, R. ; IGARASHI, K. ; KAMIYAMA, K. ; HOSHINO, E. ; ESASHI, M.: Characterization of Human Dental Plaque Formed On Hydrogen-ion-sensitive Field-effect Transistor Electrodes. In: *Journal of Dental Research* 65 (1986), März, Nr. 3, S. 448–451. <http://dx.doi.org/10.1177/00220345860650031501>. – DOI 10.1177/00220345860650031501
- [164] CURRELI, M. ; ZHANG, R. ; ISHIKAWA, F. N. ; CHANG, H. K. ; COTE, R. J. ; ZHOU, C. ; THOMPSON, M. E.: Real-Time, Label-Free Detection of Biological Entities Using Nanowire-Based FETs. In: *Ieee Transactions On Nanotechnology* 7 (2008), Novem-

- ber, Nr. 6, S. 651–667. <http://dx.doi.org/10.1109/TNANO.2008.2006165>. – DOI 10.1109/TNANO.2008.2006165
- [165] ENDERLE, J. ; BLANCHARD, S. ; BRONZINO, J. ; . (Hrsg.): *Introduction to Biomedical Engineering*. Elsevier, 2005
- [166] ESCHERMANN, J. F. ; STOCKMANN, R. ; HUESKE, M. ; VU, X. T. ; INGEBRANDT, S. ; OFFENHAUSSER, A.: Action potentials of HL-1 cells recorded with silicon nanowire transistors. In: *Applied Physics Letters* 95 (2009), August, Nr. 8, S. 083703. <http://dx.doi.org/10.1063/1.3194138>. – DOI 10.1063/1.3194138
- [167] GAROSSHEN, T. J. ; STEPHENSON, T. A. ; SLAVIN, T. P.: Aluminum Metallization Technology For Semiconductor-devices. In: *Journal of Metals* 37 (1985), Nr. 5, S. 55–59
- [168] HARAME, D. L. ; SHOTT, J. D. ; BOUSSE, L. ; MEINDL, J. D.: Implantable Ion-sensitive Transistors. In: *Ieee Transactions On Biomedical Engineering* 31 (1984), Nr. 8, S. 572–572
- [169] INGEBRANDT, S. ; HAN, Y. ; NAKAMURA, F. ; POGHOSSIAN, A. ; SCHONING, M. J. ; OFFENHAUSSER, A.: Label-free detection of single nucleotide polymorphisms utilizing the differential transfer function of field-effect transistors. In: *Biosensors & Bioelectronics* 22 (2007), Juni, Nr. 12, S. 2834–2840. <http://dx.doi.org/10.1016/j.bios.2006.11.019>. – DOI 10.1016/j.bios.2006.11.019
- [170] KLEIMANN, P. ; BADEL, X. ; LINNROS, J.: Toward the formation of three-dimensional nanostructures by electrochemical etching of silicon. In: *Applied Physics Letters* 86 (2005), Mai, Nr. 18, S. 183108. <http://dx.doi.org/10.1063/1.1924883>. – DOI 10.1063/1.1924883
- [171] LEFEVRE, H. ; SCHULZ, M.: Deep Levels of Iron Implanted In N-type Silicon. In: *Applied Physics* 18 (1979), Nr. 1, S. 35–37. <http://dx.doi.org/10.1007/BF00935901>. – DOI 10.1007/BF00935901
- [172] LUI, A. ; MARGESIN, B. ; ZEN, M. ; SONCINI, G. ; VERZELLESI, G.: Chemical sensors based on ISFET transducers. In: *Informacije Midem-journal of Microelectronics Electronic Components and Materials* 26 (1996), Dezember, Nr. 4, S. 238–250
- [173] SCHINDLER, M., Diss.

-
- [174] WAN, Y. T. ; SHA, J. A. ; CHEN, B. ; FANG, Y. J. ; WANG, Z. L. ; WANG, Y. W.: Nanodevices Based on Silicon Nanowires. In: *Recent Patents On Nanotechnology* 4 (2010), Januar, Nr. 1, S. 1–9
- [175] WASER, Rainer: *Nanoelectronics and Information Technology: Materials, Processes, Devices*. Wiley VCH
- [176] YANG, L. X. ; AKHATOV, I. ; MAHINFALAH, M. ; JANG, B. Z.: Nano-fabrication: A review. In: *Journal of the Chinese Institute of Engineers* 30 (2007), Mai, Nr. 3, S. 441–446. <http://dx.doi.org/10.1080/02533839.2007.9671272>. – DOI 10.1080/02533839.2007.9671272

Danksagung

Ich danke allen Mitarbeitern des PGI-8 und ICS-8 für die fruchtbare Zusammenarbeit, die zum Entstehen dieser Doktorarbeit beigetragen hat.

Insbesondere gilt mein Dank **Herrn Prof. A. Offenhäusser**, der mir ermöglichte, dieses spannende Thema zu erforschen und mir stets mit Rat zur Seite stand.

Weiterhin bedanke ich mich bei **Prof. B. Wolfrum** für seine Unterstützung und Ideen, die in diese Arbeit mit eingeflossen sind.

Für die erfolgreiche und freundschaftliche Zusammenarbeit im Reinraum möchte ich **Regina Stockmann, Michael Prömpers** und **Marko Banzet** Dank sagen.

Dr. Vanessa Mayebck gilt mein Dank für die hervorragende Unterstützung in allen biologischen Fragen, den Patch-Clamp Experimenten und der Zusammenarbeit im DREAMS Projekt.

Ich bedanke mich bei **Dr. D. Mayer** für die Hilfestellung in allen chemischen Angelegenheiten.

Danke schön an **Alexey Yakushenko** für die Unterstützung im Umgang mit den PC-12 Zellen.

Ich bedanke mich bei **D. Lomparski, N. Wolters** und **W. Hürtlen** für die Umsetzung all der Verbesserungen des BioMAS, mit denen ich ankam, und die tolle Zeit, die wir zusammen im E-Labor verbrachten.

Dr. S. Eick danke ich für die Einarbeitung in das BioMAS System.

Dr. X. T. Vu und **Dr. J. F. Eschermann** danke ich für viele hilfreiche Diskussionen.

Weiterhin geht mein Dank an **Prof. S. Mantl** und **Anna Schäfer** für die Herstellung der Al_2O_3 Schichten.

Der **IHRS Biosoft** möchte ich für die vielen Möglichkeiten danken, die mich über den Tellerrand meines Promotionsthemas hinaus blicken ließen.

Zuletzt gilt mein Dank auch meiner Familie, die mich stets wieder aufbaute an Tagen, an denen nicht alles wunschgemäß lief.

Lebenslauf

Persönliche Daten

Geburtsdatum: 13.06.1983
Geburtsort: Aachen
Familienstand: verheiratet
Staatsangehörigkeit: deutsch

Schulbildung

07/1989 - 06/1993 Kath. Grundschule Eschweiler Röthgen
07/1993 - 05/2002 Bischöfliche Liebfrauenschule Eschweiler
Abschluss: Abitur (Note 1,6 und Auszeichnung mit dem Buchpreis der DPG)

Wehrdienst

09/2002 - 06/2003 Zivildienst am Sonderkindergarten/Kindertagesstätte
des Vereins zur Förderung und Betreuung körperbehinderter Kinder e.V.

Studium

10/2003 - 11/2008 Physikstudium an der RWTH Aachen
Vertiefungsrichtung: Festkörperphysik
Abschluss: Diplom (Note 1,3)
Titel der Diplomarbeit: Production and characterization of
Au-nanopillar-electrodes for electrical coupling with cells

Promotion

seit 01/2009 Promotion am Peter Grünberg Institut 8
des Forschungszentrums Jülich
Titel der Arbeit: Silizium Nanoribbon Feldeffekt Transistoren
zur Kopplung an elektroaktive Zellen

Beruflicher Werdegang

- 04/2007 - 09/2007 Anstellung als studentische Hilfskraft
am Physikalischen Institut IA der RWTH Aachen
- 11/2005 - 06/2006 Leitung von Praktikumsversuchen für Nicht-Physiker
am Physikalischen Institut IA der RWTH-Aachen

Weiterbildung

- 09/2011 Postgraduate Transferable Skill Kurs
des Imperial College London und der Helmholtzgesellschaft
zum Thema Karriere und Führungsstil
- 01/2011 Soft Skill Kurs des Centers for Doctoral Studies
der RWTH Aachen mit dem Thema Zeit- und Selbstmanagement
für Führungskräfte
- 12/2010 Soft Skill Kurs des Centers for Doctoral Studies
der RWTH Aachen zum Thema Professionelle Einstellungsinterviews führen
- 06/2010 Postgraduate Transferable Skill Kurs
des Imperial College London und der Helmholtzgesellschaft
zum Thema Kommunikations- und Präsentationsfähigkeiten
- 06/2009 Aufnahme ins Graduiertenkolleg IHRS Biosoft
(International Helmholtz Research School Biosoft)

Zusatzqualifikationen

- Software Microsoft Office, Matlab, LabView, CleWin,
Origin, Maple, Java, Corel Draw
- Sprachen: Englisch (fließend)
Französisch (Schulkenntnisse)
Koreanisch (Grundkenntnisse)

Auslandsaufenthalte

- 10/2008 - 12/2008 Aufenthalt in Südkorea zum Kennenlernen
einer asiatischen Kultur

Eigenständigkeitserklärung

Ich versichere eidesstattlich, dass ich diesen Promotionsantrag erstmalig einreiche und keine früheren Versuche einer Promotion unternommen habe. Ich erkläre eidesstattlich, dass ich die Dissertation selbständig verfasst und alle in Anspruch genommenen Hilfen in der Dissertation angegeben habe. Ich erkläre, dass durch die Veröffentlichung als Dissertation der RWTH Aachen bestehende Schutzrechte - insbesondere Urheberschutzrechte - nicht verletzt werden.

Band / Volume 68

High-energy high-momentum surface spin waves of ultrathin epitaxial 3d transition metal films

R. Jayaraman (2013), ix, 135 pp

ISBN: 978-3-89336-890-7

Band / Volume 69

Magnetic Oxide Heterostructures: EuO on Cubic Oxides and on Silicon

C. Caspers (2013), xiii, 153 pp

ISBN: 978-3-89336-891-4

Band / Volume 70

Femtosecond Spin Dynamics in Magnetic Multilayers Employing High Harmonics of Laser Radiation

D. Rudolf (2013), vi, 121 pp

ISBN: 978-3-89336-894-5

Band / Volume 71

Development and application of a massively parallel KKR Green function method for large scale systems

A. R. Thieß (2013), ii, 173 pp

ISBN: 978-3-89336-906-5

Band / Volume 72

Conformational Dynamics of Calmodulin and Ribosome-Nascent Chain Complexes Studied by Time-Resolved Fluorescence Anisotropy

P. Lamprou (2013), 182 pp

ISBN: 978-3-89336-907-2

Band / Volume 73

Stereoselective synthesis of vicinal diols with enzymatic cascade reactions

J. Kulig (2013), XV, 177 pp

ISBN: 978-3-89336-911-9

Band / Volume 74

Computing Solids

Models, ab-initio methods and supercomputing

Lecture Notes of the 45th IFF Spring School 2014

March 10 – 21, 2014 Jülich, Germany

ed. by S. Blügel, N. Helbig, V. Meden, D. Wortmann (2014), ca. 1000 pp

ISBN: 978-3-89336-912-6

Band / Volume 75

Aberrationskorrigierte Photoemissionsmikroskopie an magnetischen Systemen: Von statischer Charakterisierung zu zeitaufgelöster Abbildung

F. Nickel (2013), x, 99 pp

ISBN: 978-3-89336-913-3

Band / Volume 76

Temperature-Induced Metamagnetic Transition and Domain Structures of Single-Crystalline FeRh Thin Films on MgO(100)

X. Zhou (2013), xi, 104 pp

ISBN: 978-3-89336-919-5

Band / Volume 77

Interplay between Magnetism and Superconductivity in Iron Based High Temperature Superconductors

S. Price (2013), 196 pp

ISBN: 978-3-89336-921-8

Band / Volume 78

Magnetoresistance and transport in carbon nanotube-based devices

C. Morgan (2013), viii, 131 pp

ISBN: 978-3-89336-926-3

Band / Volume 79

Development of a relativistic full-potential first-principles multiple scattering Green function method applied to complex magnetic textures of nano structures at surfaces

D. Bauer (2014), 193 pp

ISBN: 978-3-89336-934-8

Band / Volume 80

Identifizierung von artifiziellen Liganden eines in Nanodiscs inkorporierten integralen Membranproteins

M. Pavlidou (2014), 106 pp

ISBN: 978-3-89336-942-3

Band / Volume 81

Interdomain Functional Dynamics of Phosphoglycerate Kinase Studied by Single-Molecule FRET

M. Gabba (2014), v, 179 pp

ISBN: 978-3-89336-943-0

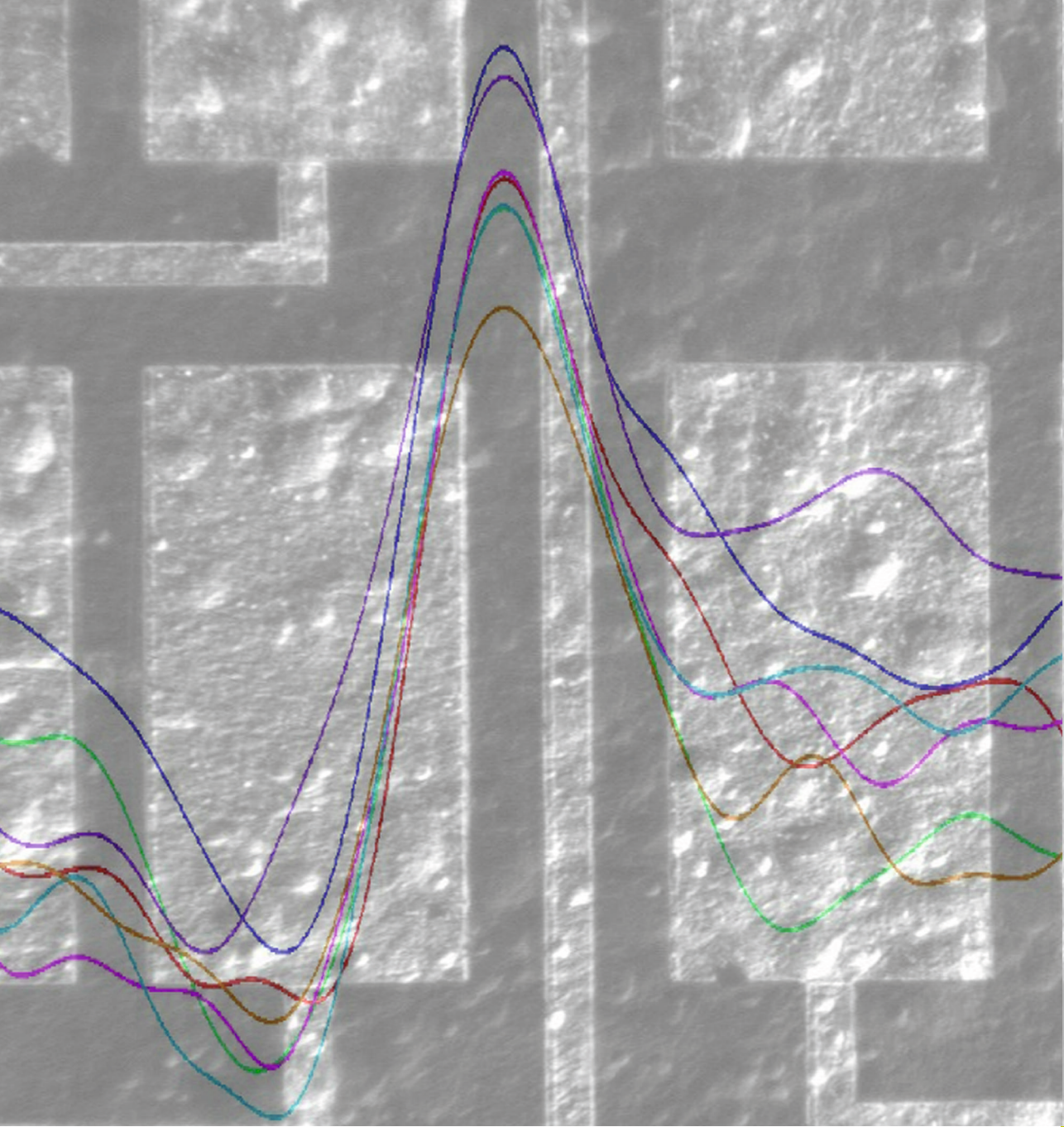
Band / Volume 82

Silizium Nanoribbon Feld-Effekt Transistoren zur Kopplung an elektroaktive Zellen

M. Jansen (2014), xvi, 181 pp

ISBN: 978-3-89336-944-7

Weitere *Schriften des Verlags im Forschungszentrum Jülich* unter
<http://wwwzb1.fz-juelich.de/verlagextern1/index.asp>



Schlüsseltechnologien / Key Technologies
Band / Volume 82
ISBN 978-3-89336-944-7